

VŠB-Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra pružnosti a pevnosti

**Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii - pevnostní
analýza**

Knee Passive Motion Splint in Traumatology - Strength Analysis

Student:

Bc. Ivo Veselý

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Ostrava 2013



Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě.....

.....

Podpis studenta





VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra pružnosti a pevnosti

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Ivo Veselý**
Studijní program: **N2301 Strojní inženýrství**
Studijní obor: **3901T003 Aplikovaná mechanika**
Téma: **Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii - pevnostní analýza**
Knee Passive Motion Splint in Traumatology - Strength Analysis

Zásady pro vypracování:

Dle zadání proveďte pevnostní analýzu mechanismu pasivní kolenní motodlahy. Tato motodlaha se používá v rehabilitaci pacientů v Trauma centru na Fakultní nemocnici Ostrava.

Proveďte rozbor napjatosti a deformací, jednotlivých členů mechanismu.

Proveďte posouzení a zhodnoťte výhody a nevýhody stávající motodlahy. Při řešení použijte také MKP.

Naznačte možná konstrukční vylepšení.

According to the instructions, to do strength analysis for the mechanism of the knee passive motion splint.

This passive motion splint is applied for patients in the Trauma Centre of the Faculty Hospital in Ostrava.

To do strength and deformation analysis for each member of the mechanism.

To do assessment and evaluate positive and negative sides of existing motion splint.

To apply FEM.

To indicate possible design improvements.

Seznam doporučené odborné literatury:

Žilka, L., Frydryšek, K., Pleva, L., Paša, L., Michal, P.: Průběžná zpráva o řešení projektu výzkumu a vývoje MPO FR-TI3/818 ZEVENÍ FIXACE za rok 2012

<http://aplmech.vsb.cz/zevni-fixace/>

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.**

Datum zadání: 14.12.2012

Datum odevzdání: 20.05.2013

doc. Ing. Radim Halama, Ph.D.
vedoucí katedry

doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty



Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě :.....

.....

Podpis

Jméno a příjmení autora práce: Ivo Veselý

Adresa trvalého pobytu autora práce: Bílovecká 54, Opava , 74706, ČR



ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

VESELÝ, I. Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii - pevnostní analýza: diplomová práce. Ostrava : VŠB - Technická Univerzita Ostrava, Fakulta Strojní, Katedra Pružnosti a Pevnosti, 2013, 73 s. Vedoucí práce: Doc. Ing. Karel Frydrýšek, Ph.D.

Diplomová práce se zabývá pevnostní analýzou rehabilitační motodlahy metodou konečných prvků. Bylo určeno několik poloh, pro které se výpočet provedl. Před výpočtem se provedla úprava modelu a jeho příprava pro výpočet. V těchto polohách se identifikovaly nejvíce namáhané součásti a zjistili se napěťové podmínky v závislosti na poloze. V celém modelu se také určovala deformace. Výsledky napětí na nejvíce namáhaných místech jsou použity pro grafické srovnání, ve kterém se zachytí vývoj napětí během celé periody pohybu. V závěru je představen prototyp nástupce zkoumané motodlahy.

ANOTATION OF MASTER THESIS

VESELÝ, I. *Knee Passive Motion Splint in Traumatology - Strength Analysis*: master thesis. Ostrava : VŠB - Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics of Materials, 2013, 73 p. Thesis supervisor: Doc. Ing. Karel Frydrýšek, Ph.D.

Master thesis deals with stress analysis of knee passive motion splint using finite element method. Several positions were chosen for computations. Before the computations the geometry of the model was adjusted and prepared for the computation. In these positions the parts with the highest stress were identified. Stress conditions were determined with respect to the positions. Deformation in the entire model was also determined with respect to the position. The stress results on the places that are under the highest stress are used for comparison in graphs in which the progress of stress during whole period is recorded. At the end of the thesis a new prototype successor is presented.

**OBSAH**

OBSAH.....	6
SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ, TERMÍNŮ A ZKRATEK	8
1 ÚVOD	9
2 TECHNICKÝ POPIS	9
2.1 APLIKACE	11
2.2 KINEMATIKA	11
2.3 ZATÍŽENÍ.....	15
3 SOFTWARE	18
3.1 MSC ADAMS	18
3.2 ANSYS WORKBENCH.....	19
4 PŘÍPRAVA MODELU	21
4.1 SYMETRIE.....	21
4.2 ODSTRANĚNÍ SOUČÁSTÍ NEPOTŘEBNÝCH PRO VÝPOČET	22
4.3 SNÍŽENÍ VRUBOVÝCH ÚČINKŮ	22
4.4 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI	24
4.5 POLOHY MOTODLAHY PRO VÝPOČET.....	25
4.6 OKRAJOVÉ PODMÍNKY	27
4.6.1 Aplikace symetrie	27
4.6.2 Zatížení a uchycení	28
4.6.3 Kontakty	30
5 SÍŤ KONEČNÝCH PRVKŮ.....	32
5.1 SÍŤ NA JEDNOTLIVÝCH SOUČÁSTECH.....	35
5.1.1 Síť předního rámu	35
5.1.2 Síť zadního rámu.....	36
5.1.3 Síť stehenní části	36



5.1.4	<i>Sít' rozpěrky</i>	38
5.1.5	<i>Sít' ramena stehenní části, základny, opěrky paty a lýtkové části</i>	38
5.1.6	<i>Použité elementy</i>	40
6	VÝHODNOCENÍ	41
6.1	POLOHA MAX 1	41
6.2	POLOHA MAX 2	46
6.3	POLOHA MAX 3	48
6.4	POLOHA MAX 4	51
6.5	POLOHA MAX 5	53
6.6	POLOHA MIN 1	56
6.7	POLOHA MIN 2	58
6.8	POLOHA MIN 3	61
6.9	POLOHA MIN 4	64
6.10	POLOHA MIN 5	67
6.11	GRAFICKÉ VYHODNOCENÍ	70
6.12	VYBRANÉ VÝSLEDKY ANALÝZY V PROGRAMU ADAMS.....	73
6.12.1	<i>Trajektorie vazby D v místě kolenního kloubu</i>	73
6.12.2	<i>Rozbor zatížení vybraného členu</i>	74
6.13	ZHODNOCENÍ.....	75
7	PROTOTYP NOVÉ MOTODLAHY	76
8	ZÁVĚR	78
9	SEZNAM POUŽITÝCH PRAMENŮ	80
10	SEZNAM PŘÍLOH	82

**SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ, TERMÍNŮ A ZKRATEK**

označení	význam	jednotka
3D	tří dimenzionální	
E	modul pružnosti v tahu	MPa,GPa
F _{Dx}	reakce v ose x v analýze v ADAMSu v bodě D	N
F _{Dy}	reakce v ose x y analýze v ADAMSu v bodě D	N
F _{Ex}	reakce v ose x v analýze v ADAMSu v bodě E	N
F _{Ey}	reakce v ose x y analýze v ADAMSu v bodě E	N
F _{Fx}	reakce v ose x v analýze v ADAMSu v bodě F	N
F _{Fy}	reakce v ose x y analýze v ADAMSu v bodě F	N
F _{L1}	síla od lýtky v analýze v ADAMSu	N
F _{L2}	síla od lýtky v analýze v ADAMSu	N
F _{LÝTKO}	síla vyvozená hmotností lýtky	N
F _N	síla od paty v analýze v ADAMSu	N
F _{PATA}	síla vyvozena hmotností paty	N
F _{STEHNO}	síla vyvozená hmotností stehna	N
g	gravitační zrychlení na zemském povrchu	m/s ²
G3	hmotnost členu v analýze v ADAMSu	N
K1	konec 1 - první konečná pozice, do které motodlaha může dojet	
K2	konec 2 - druhá konečná pozice	
KŠ1	konec šroubu jedna - fyzický konec šroubu	
KŠ2	konec šroubu dvě - fyzický konec šroubu	
L _p	vzdálenost od základny k pohybovému členu	mm
MAX 1-5	polohy maximálního mezního nastavení motodlahy	
MIN 1-5	polohy minimálního mezního nastavení motodlahy	
MKP	metoda konečných prvků	
R _e	mez kluzu	MPa
R _m	mez pevnosti	MPa
ν	Poissonova konstanta	1
ρ	hustota	kg/m ³



1 ÚVOD

Lidské zdraví má v dnešní společnosti významnou prioritu. Již po několik staletí se prodlužuje lidský život. Zatímco v dávných dobách se lidé dožívali značně nižšího věku, dnes se dožíváme skoro jedno staletí. S tím vším souvisí rozvoj lidského poznání a rozvoj medicíny a průmyslu. Kdysi mohla jednoduchá zlomenina znamenat amputaci končetiny i smrt, ale z dnešního hlediska je možné pacienty vyléčit a obnovit původní funkce končetin.

Jednou z možností jak výrazně pomoci pacientovi po operaci zlomenin, či dalších zranění, je rehabilitace. Rehabilitace usnadňuje navrácení původní funkce pomocí cvičení a napodobování kýženého pohybu pomocí různých zařízení. Jedním takovýmto zařízením je pasivní kolenní motodlaha. S její pomocí pacienti procvičují celý rozsah pohybu kolene, čímž výrazně ovlivňují léčení. Pohyb jim napomáhá, aby se svaly a šlachy nezkracovaly. Sociální a ekonomický efekt rehabilitace je zřejmý, protože rehabilitace napomáhá člověku k návratu do plnohodnotného života, zkracuje délku léčby a tím i délku pracovní neschopnosti.

Cílem diplomové práce je provést napětíovou analýzu takovéto pasivní motodlahy v celém rozsahu pohybu kolene. Jako model bude použita kolenní motodlaha používána v Trauma centru ve Fakultní nemocnici Ostrava. Pro řešení bude použita metoda konečných prvků. Bude se uvažovat zatížení nohy na motodlaze a to pro více poloh nastavení motodlahy, čímž se ovlivní rozložení napětí v modelu. Tímto budou známy rozsahy napětí při pohybu končetiny.

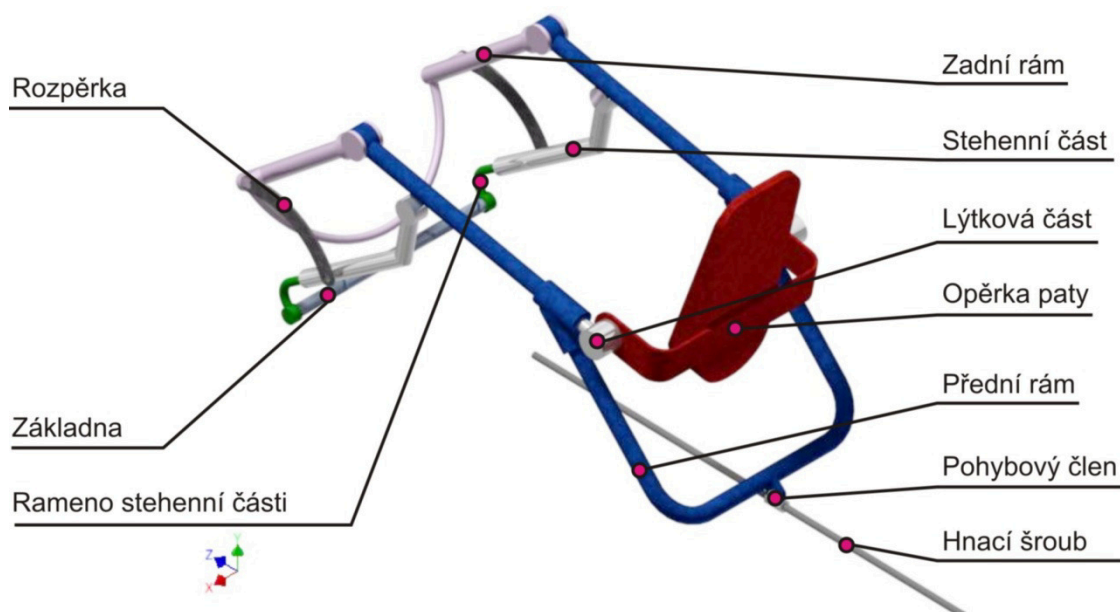
2 TECHNICKÝ POPIS

Motodlaha je ve své podstatě rám z mnoha částí, do kterého se vkládá lidská noha na opěrné pásy viz obr. 1. Tento rám poté vykonává takový pohyb, aby došlo k propnutí a skrčení v koleni. Posouvání motodlahy vzniká přeměnnou šroubového pohybu hnacího šroubu na posuvný. Z obr. 1 je patrný princip motodlahy, kdy vlivem kinematiky mechanismu motodlahy je dosaženo žádané polohy skrčení a propnutí nohy (posilování svalů).



Obr. 1 - Příklad reálné motodlahy [1]

Řešený model motodlahy se skládá z deseti částí. Na obr. 2 jsou barevně rozlišeny všechny části. Hnací šroub je spojen pohybovým členem (maticí), který umožňuje natáčení, k přednímu rámu (modrá barva). V předním rámu jsou umístěny lýtkové části. Tyto členy jsou následně spojeny kloubem s opěrkou paty. To vše umožňuje nastavení pro různé délky nohou a také natáčení paty. Zadní rám (světle fialová barva) je kloubem spojen k přednímu rámu. Pomocí rozpěrky (šedá barva) je zadní rám spojen se stehenní částí. Do těchto členů jsou zasunuty ramena stehenních částí (zelená barva) a ty kloubem spojeny k přednímu rámu. Tyto stehenní části umožňují nastavit požadovanou délku podle velikosti stehna pacienta. Ramena stehenních částí jsou pomocí kloubů spojena s pevně umístěnou základnou. Celé toto uskupení poté umožňuje nastavení na míru pro nohy pacienta, ať už dítěte či dospělého člověka.



Obr. 2 - Části motodlahy



2.1 APLIKACE

Motodlahy se používají po operacích pro rehabilitační účely. Koncept těchto zařízení byl vynalezen Dr. Robert B. Salterem s pomocí inženýra John Saringera v roce 1970. Jejich účelem je šetrně pohybovat s končetinou v přirozeném rozsahu pohybu končetiny. Motodlahy pohybuje s končetinou, aniž by pacient aktivně zapojoval svaly, protože zapojování svalů po operacích je často doprovázeno bolestí. Tímto je docíleno, aby končetina neztuhla. To má velký význam, neboť končetina se lépe hojí a vyživuje. Navíc se omezuje, či eliminuje zkracování šlach a svalů.

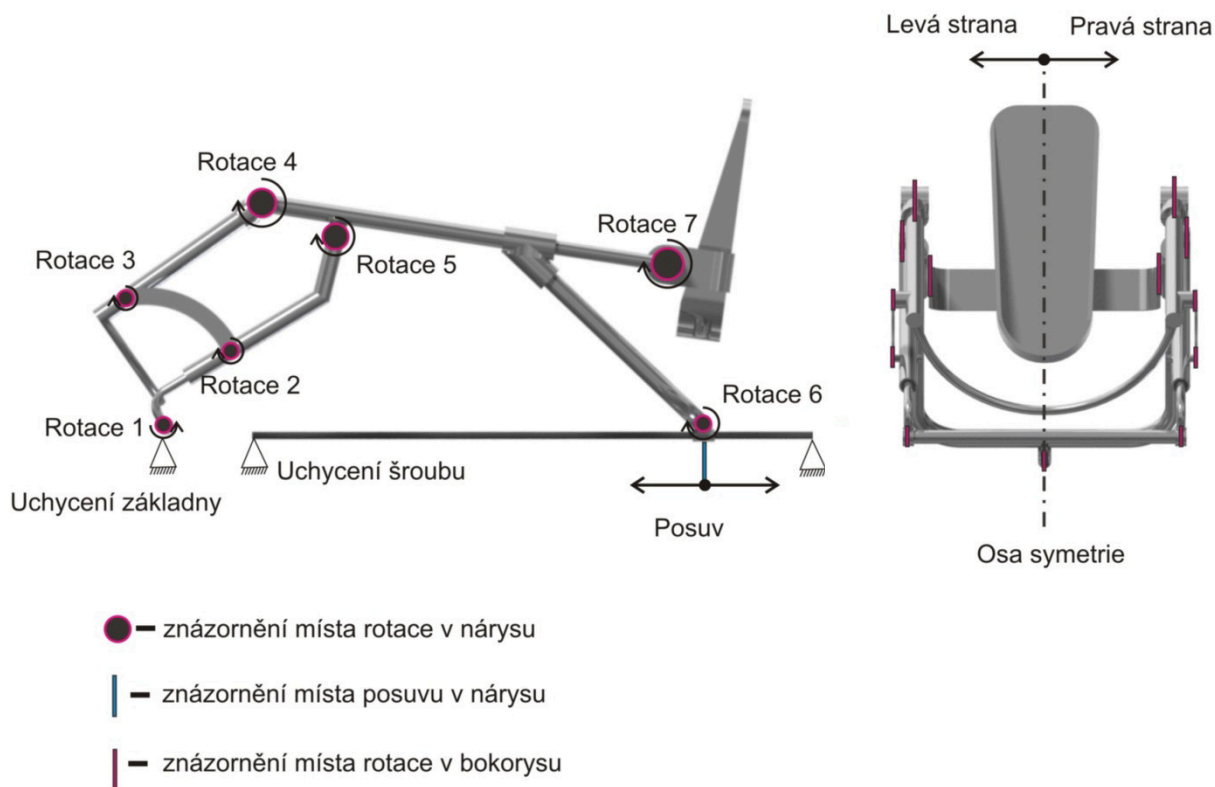
Užití motodlah přináší mnoho výhod. Především mobilita zařízení je patrně největší výhodou. Takto pacienti mohou používat tato zařízení již pár hodin po operaci. Mohou je používat na lůžkách v nemocnicích, nebo je používat i doma. Jelikož jde o zařízení s jednoduchou obsluhou, může si pacient sám regulovat, do jakých poloh končetinu protáhne a jakou rychlostí. Jako další výhodu lze brát v úvahu i cenu. Pro pacienty tak toto řešení může být mnohdy levnější a dostupnější než rehabilitace s profesionálním ošetřovatelem. Navíc obě metody rehabilitace (užití motodlah a profesionální ošetřovatel) dosahují víceméně stejné efektivnosti [2].

Nevýhoda motodlah spočívá v opakování stejného pohybu, zatímco při rehabilitaci s pomocí profesionálního ošetřovatele lze aplikovat nespočet rehabilitačních pomůcek, cviků, masáží a protahování. Také nejsou motodlahy pro všechna kloubní uskupení. Nelze tak třeba procvičovat záda a páteř, či krk.

2.2 KINEMATIKA

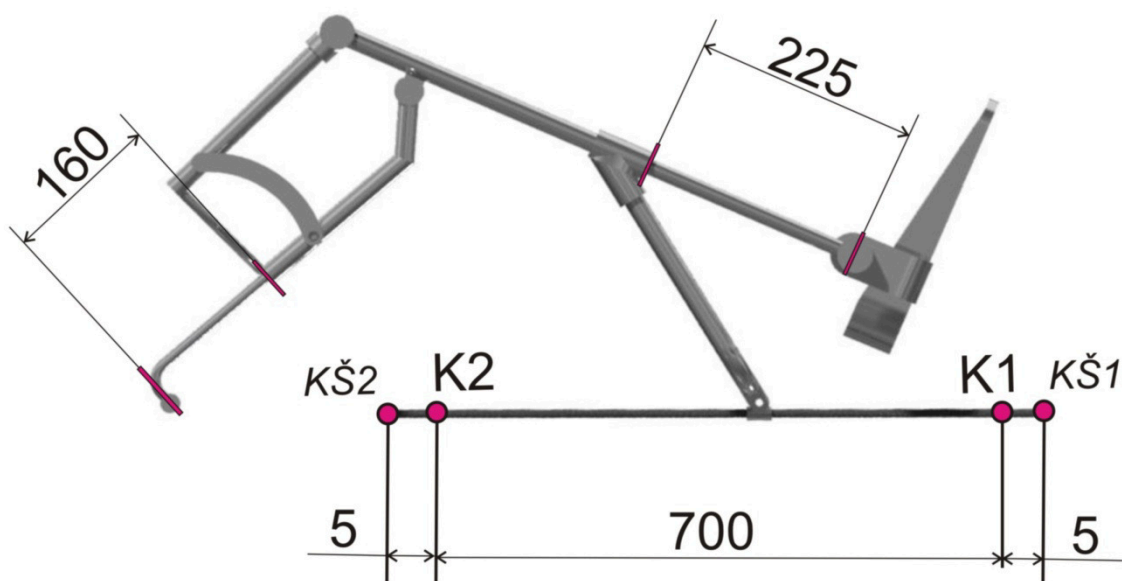
Již na Obr. 1 je vidět, že pohyb motodlahy se skládá z mnoha dílčích pohybů, tvořených převážně rotačními vazbami a přeměnou šroubového pohybu na posuvný. Celý pohyb sestává ze sedmi rotací a jednoho posuvu, jež jsou znázorněny na Obr. 3. Základna motodlahy je ve skutečnosti pevně opřena o pacientovo lůžko, a lze jej uvažovat jako pevně uchycené. Pro šroub platí, že jej lze uvažovat za pevně uchycený, protože je ve skutečnosti pevně uložen v rámu. Kromě rotace 7, která slouží pouze k natáčení paty a nepodílí se na výsledném pohybu, umožňují rotace 1 až 6 výsledný pohyb. Pohybový člen je uveden do

pohybu převodem šroubového pohybu na posuvný. Rotace 1 až 6 umožňují, aby se celé zařízení natáčelo v závislosti na posuvu. Výsledný pohyb pak věrně napodobuje pohyb nohy, která se krčí v koleni.

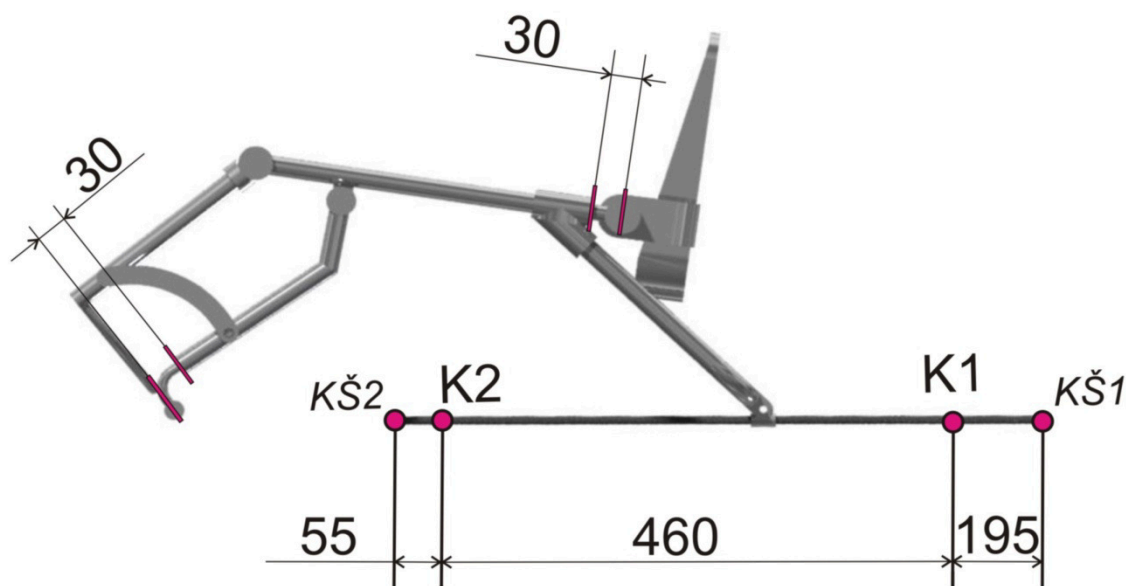


Obr. 3 - Jednotlivé pohyby motodlahy

Na výsledný pohyb motodlahy má výrazný vliv nastavení vysouvacího členu lýtky a stehna. Jelikož vysouvací členy mají omezení, do jakých vzdáleností je lze vysunout, je možné rozlišit dvě mezní nastavení vysouvacích částí motodlahy. Mezní nastavení s maximálně vysunutými členy a mezní nastavení s minimálně vysunutými členy. Rozměry maximálního vysunutí jsou patrné na obr. 4 a rozměry minimálního vysunutí jsou zobrazeny na obr. 5. Polohy K1 (konec 1) a K2 (konec 2) pak v každém případě označují krajní polohy posuvu. Kromě různých vysunutí se obě mezní nastavení liší ve funkčním rozsahu šroubu, tj. vzdálenost mezi body K2 a K1. Tato vzdálenost určuje délku šroubu, po které se může pohybovat pohybový člen, včetně délky matice pohybového členu. Pro maximální polohu je rozsah 700 mm, zatímco pro minimální je to 460 mm. Celý šroub má délku 710 mm a je daný body KŠ1 (konec šroubu 1) a KŠ2 (konec šroubu 2). Poloha K2 je pro maximální vysunutí 5 mm od konce šroubu KŠ2, zatímco pro minimální vysunutí je 55 mm.

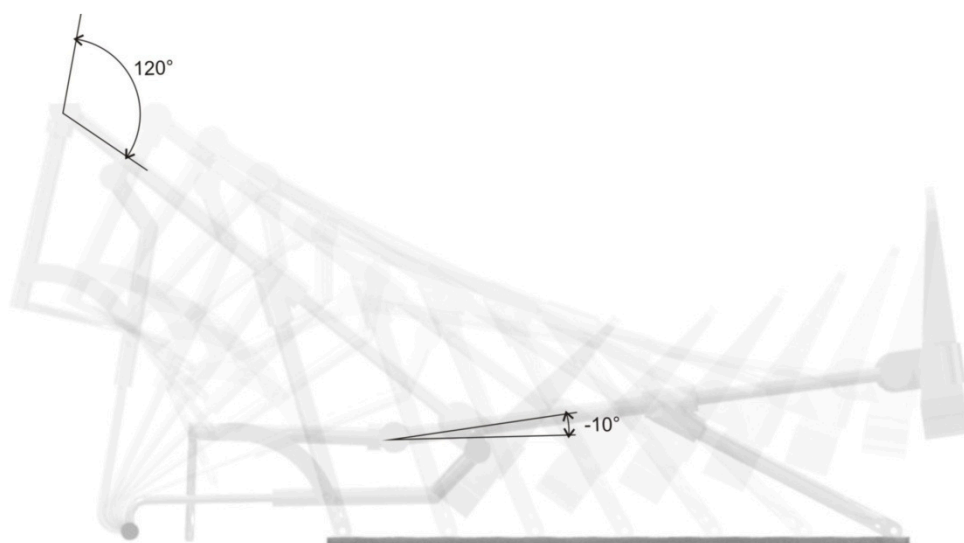


Obr. 4 - Poloha maximálně vysunutých členů

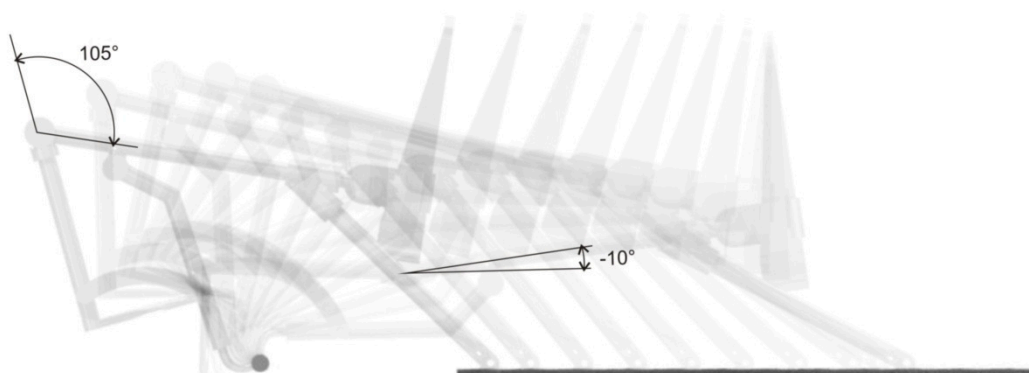


Obr. 5 - Poloha minimálně vysunutých členů

Na obr. 6 a obr. 7 lze vidět zachycený pohyb v obou mezních nastaveních. Lze si všimnout, jak moc se změní výsledný pohyb v závislosti na tomto nastavení. V nejnižší poloze (poloha K1) je úhel v koleni -10° a je shodný pro obě mezní nastavení. V nejvyšší poloze (K2) dosahuje úhel v koleni 105° pro mezní stav minimálně vysunutých členů. V případě maximálně vysunutých členů dosahuje tento úhel 120° . Zachycené pohyby vznikly překrýváním obrázků přes sebe.



Obr. 6 - Zachycený pohyb při maximálních vysunutích



Obr. 7 - Zachycený pohyb při minimálních vysunutích

2.3 ZATÍŽENÍ

Pro účely diplomové práce je jako zátěž uvažována noha člověka s velkou nadváhou, jehož hmotnost je 160 kg. Aby bylo možné zjistit jaká část hmotnosti celého těla odpovídá noze, potažmo částí nohy, je nutné použít tabulku známých procentuálních rozdělení celkové hmotnosti těla viz tab. 1. V tomto případě pouze hodnoty pro dolní končetinu [3].

Člověk o hmotnosti 160 kg	Část v procentech [%]	Odpovídající hmotnost [kg]
Stehno	12,4	20
Lýtko	4,6	7,4
Pata	1,6	2,6

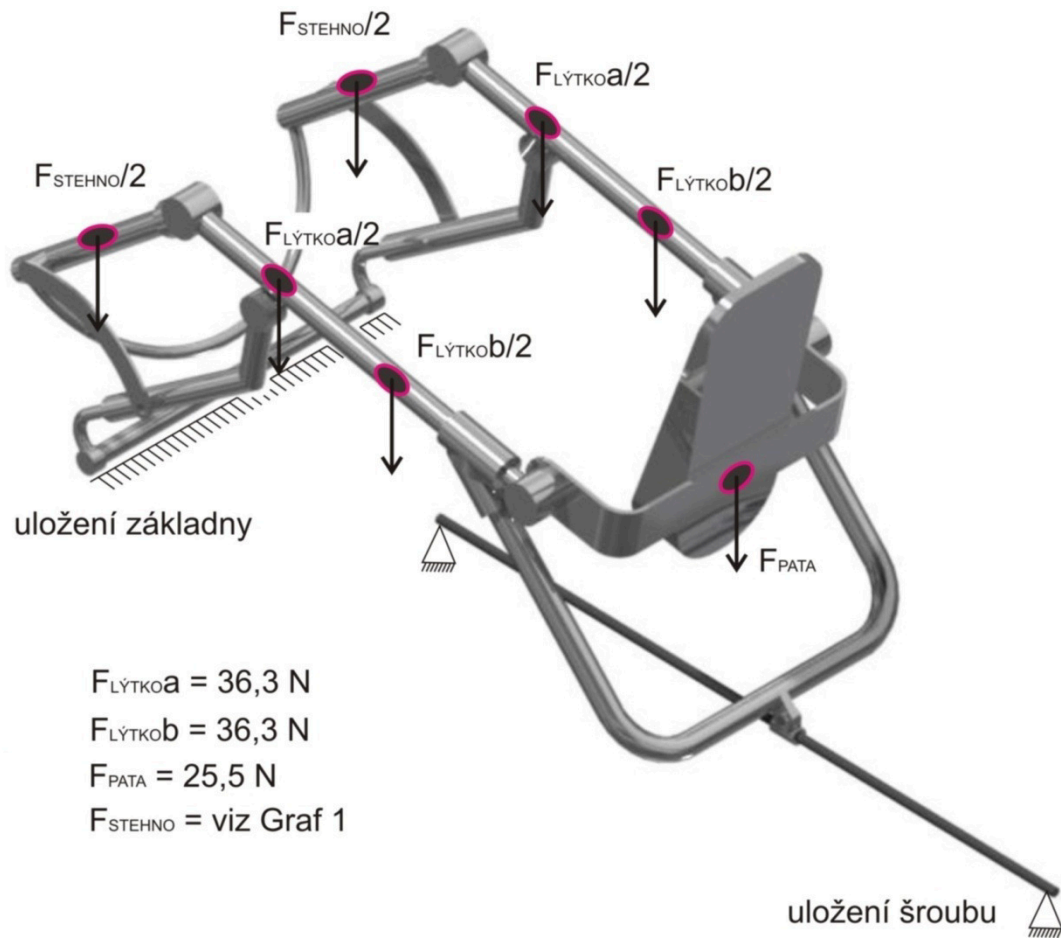
Tab. 1 - Hmotnostní rozdělení nohy

Ze znalostí hmotností jednotlivých částí těla a gravitačního zrychlení g ($9,81 \text{ m/s}^2$), je možné určit jejich silový účinek viz tab. 2.

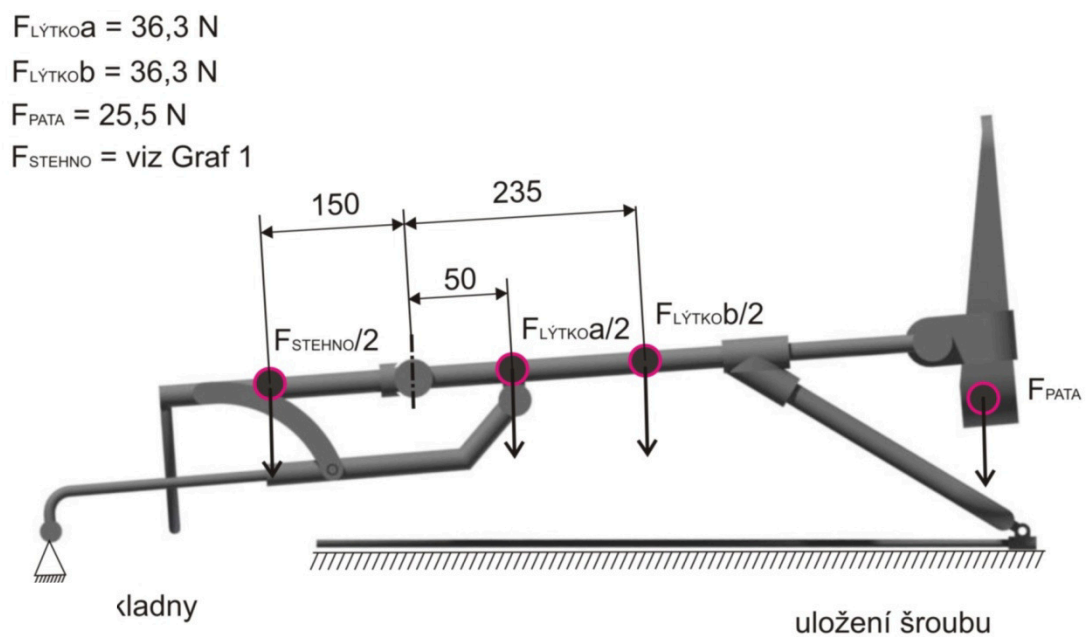
Část	Označení síly	Hodnota [N]
Stehno	F_{STEHNO}	196,2
Lýtko	$F_{\text{LÝTKO}}$	72,6
Pata	F_{PATA}	25,5

Tab. 2 - Hodnoty sil

Jak jsou působíště sil rozmístěny ukazuje obr. 8. Působíště sil odpovídají opěrným pásům, na kterých je noha ve skutečnosti položena. Stehenní síla má dvě působíště, tedy její hodnota je rozdělena na dvě a působí zde polovina této síly. Síla od lýtky je rozdělena do čtyř působíšť rovnoměrně. Síla paty aplikována jen v jednom působíšti. Pro lepší znázornění působíšť a jejich vzdáleností je vhodnější obr. 9. Zakótované jsou pouze neměnné rozměry působíšť pro stehno a lýtko, protože vzdálenost působíště paty závisí na nastavení lýtkové části.

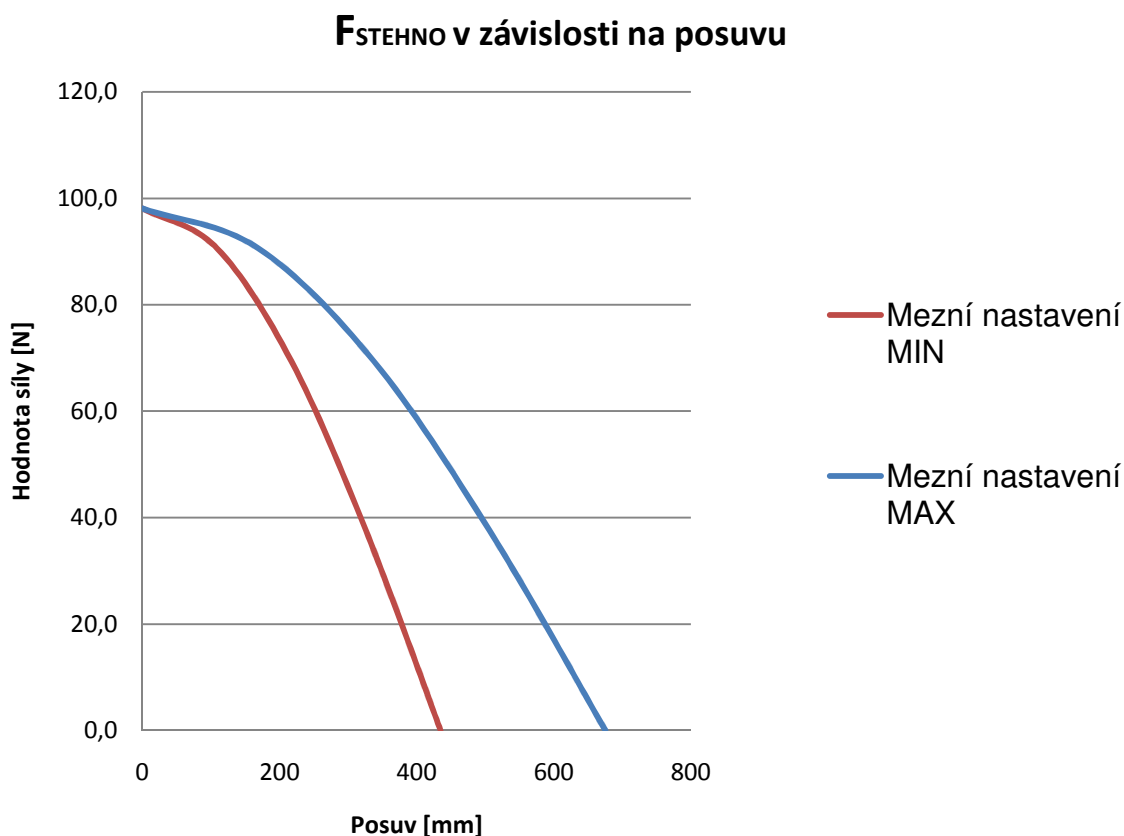


Obr. 8 - Působíště sil



Obr. 9 - Kótované vzdálenosti působíšť sil

Další důležitou úvahou pro řešení sil je, že síla od stehna se mění v závislosti na posuvu. Jelikož když pacient leží na zádech a pohybuje s nohou, tak se síla od stehna na rám snižuje a přechází do kyčelního kloubu. Stejný princip si lze představit u padacího mostu. Mění se sílu od stehna aproximujeme pomocí funkce cosinus. Ve skutečnosti není známá přesná funkce pomocí které by se tato aproximace dala vystihnout co nejpřesněji, je proto odhadnuto, že by touto funkcí mohl být právě cosinus. V poloze 0 mm bude síla maximální, zatímco v krajních hodnotách posuvů pak bude síla rovna 0. Jelikož zavádíme aproximaci do budoucího výpočtu, dopouštíme se určité nepřesnosti, avšak kdyby se uvažovala konstantní síla stehna po celý posuv, výsledky by byly značně nepřesné. Z tohoto důvodu je nutné aplikovat hodnoty z aproximace. Jak se mění síla v závislosti na posuvu lze vidět v grafu 1. Označení čar průběhu mezní nastavení MIN odpovídá nastavení se zasunutými členy, zatímco mezní nastavení MAX odpovídá nastavení s vysunutými členy. Výpočet aproximace je uveden v příloze 1.



Graf 1 - Průběh stehenní síly

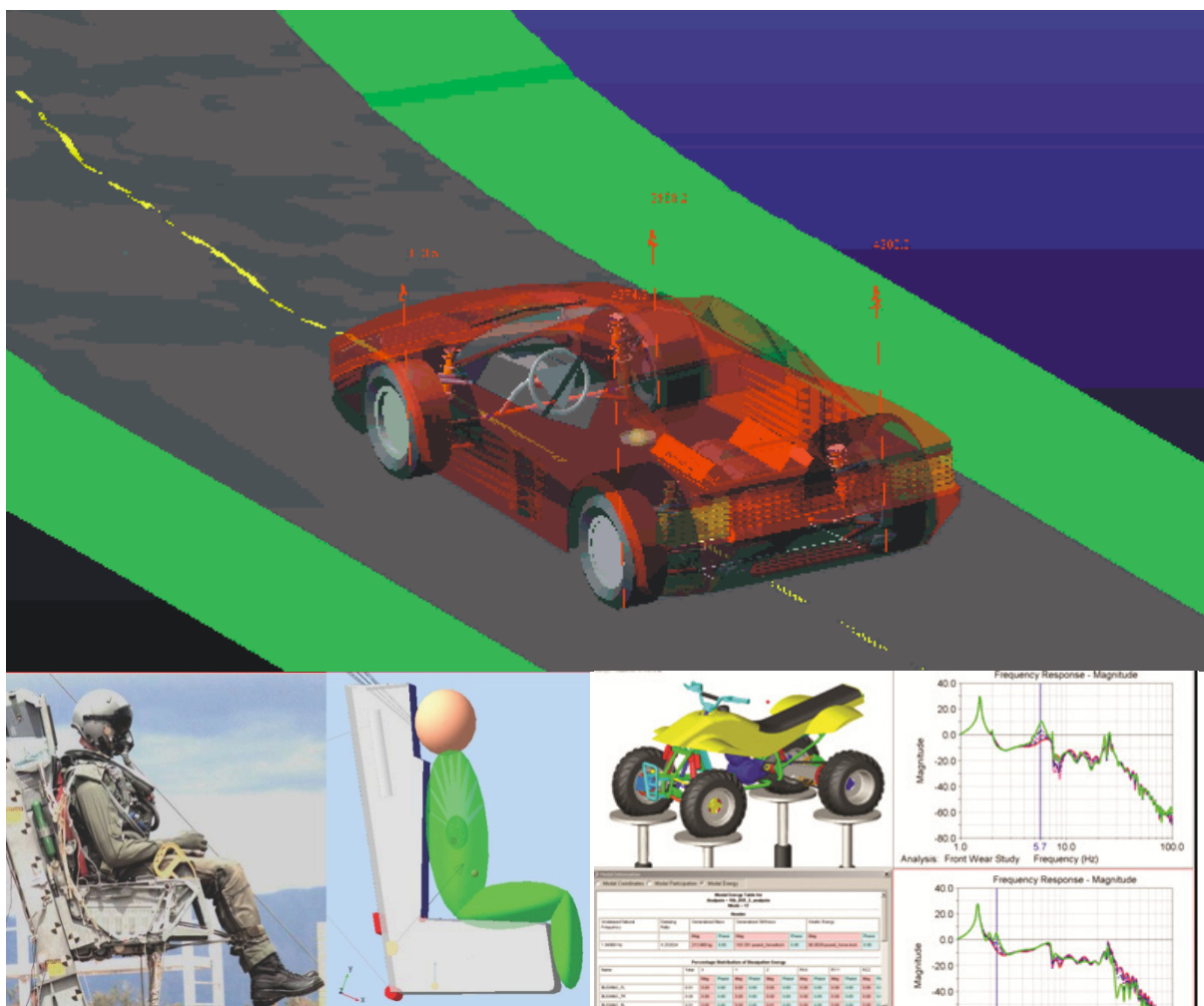
3 SOFTWARE

Pro řešení kinematiky a dynamiky je použit program firmy MSC, který se nazývá ADAMS [4]. Pro výpočty napjatosti je použit software firmy ANSYS nazývaný se Workbench. Výhody těchto programů jsou značné, neboť v moderní době výkonných počítačů dovolují strojírenským firmám značné úspory, co se týče vývoje a testování produktů. Pomocí softwaru je možné zjistit a simulovat jak se daná součást, nebo celé zařízení, bude chovat. V dobách, kdy nebyly počítače rozšířené a neměly dostatečný výkon se musely vyrábět prototypy a testování probíhalo na nich, což je náročné. Dnes je možné vzít virtuální model a provést na něm výpočty. Takto se rychle zjistí nedostatky zařízení, než budou vyrobeny. Celý proces vývoje, výzkumu a uvádění produktů na trh je mnohem efektivnější právě používáním výpočetních technologií.

3.1 MSC ADAMS

Software firmy MSC je nepoužívanějším programem pro výpočty dynamiky tuhých (nedeformovatelných) těles. V programu je možné simulovat interakce mechanismů, struktur a jejich pohonu. Software je efektivním řešením pro zjišťování dynamických, či kinematických veličin. Kinematickými výpočty lze zjišťovat například posuvy, rychlosti, zrychlení, či dokonce sledovat určité body na mechanismu a sledovat jejich pohyb. Z hlediska dynamiky je software schopen spočítat síly a kinetickou energii v závislostech na natočeních, či posuvech. Adams také umožňuje řešit vibrace zařízení a jejich odezvu. Pro představu program dokáže simulovat úlohu katapultáže pilota, přistání roveru Curiosity na povrch Marsu, jízdu auta po vozovce viz obr. 10 a mnoho dalších. V horní části obr. 10 je ukázáno auto na vozovce [5], v pravé dolní části je zobrazena frekvenční odezva podvozku čtyřkolky [6] a v levé dolní části je ukázka modelu katapultáže pilota [7].

Z výpočetního hlediska je velikou výhodou programu, že nepoužívá metodu konečných prvků, či jiné diskretizační metody k popisu dějů. Z toho plyne, že program není náročný na výpočetní výkon, a že dokáže řešit velké soustavy součástí. K řešení používá rovnice z kinematiky a dynamiky tuhých těles. Zjednodušeně řečeno, software řeší malý počet rovnic, zatímco počet rovnic při výpočtu MKP může být od desítek až po statisíce. Adams je tedy vysoce efektivní inženýrský nástroj k řešení běžných i neobvyklých úloh.



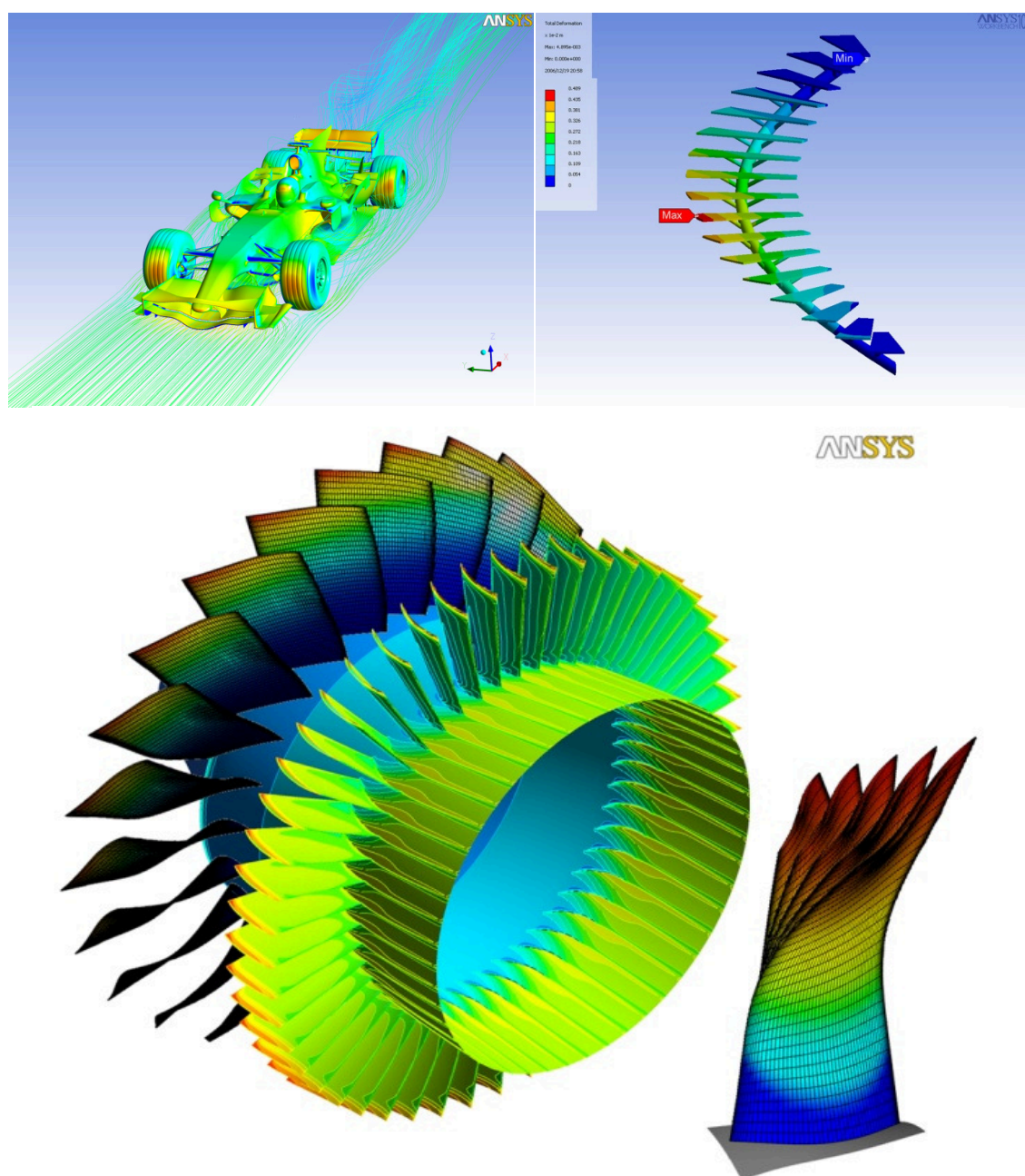
Obr. 10 - Ukázka simulací v Adamsu

3.2 ANSYS WORKBENCH

Workbench je jedním z nejpoužívanějších produktů pro řešení simulací metodou konečných prvků. Pomocí různých modulů lze v programu řešit úlohy běžné fyzikální podstaty, tedy elektromagnetické, pevnostní, termomechanické děje a proudění kapalin a další. Z hlediska strojařského nabízí simulaci statických, rychlých dynamických dějů a modálních dějů, např. crash test auta, pevnostní analýzy konstrukcí a strojních zařízení, i úlohy optimalizace. Lze tedy zjišťovat velké množství veličin. Např. průběhy napětí v součástech, deformace součástí, vnitřní statické účinky, rozložení teplot, napjatost způsobenou teplem, rychlost a tlak proudění média apod. Obecně lze říct, že metoda konečných prvků je výpočetně náročná. Záleží na velikosti modelu, počtu a typu prvků a co

simulujeme. Výpočty tímto pádem mohou trvat pár vteřin, hodiny i dny v nejnáročnějších výpočtových modelech, jako již zmíněný crash test.

Pro ilustraci příkladů výpočtů je na obr. 11 vlevo nahoře ukázka proudění vzduchu kolem formule (metoda konečných objemů) [8], vpravo nahoře pak pevnostní výpočet zobrazující deformaci schodiště [9] a v dolní části obrázku je zobrazena deformace lopatkového kola leteckého motoru [10].



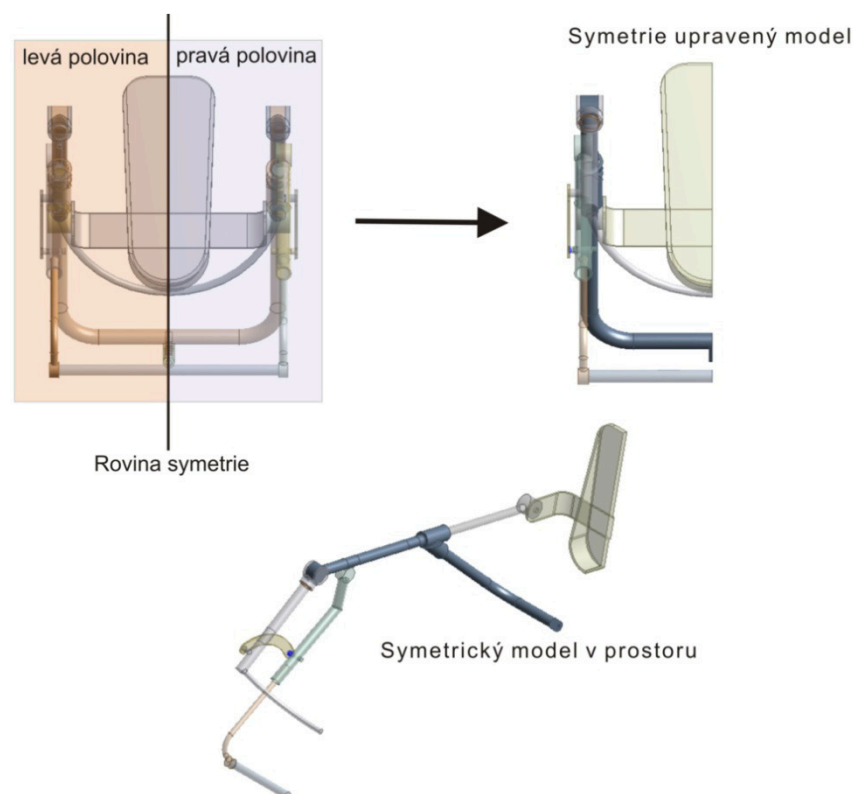
Obr. 11 - Příklady výpočtu v programu ANSYS Workbench

4 PŘÍPRAVA MODELU

Pro výpočet metodou konečných prvků je potřebné model vhodně upravit. Úpravou se myslí zjednodušení geometrie, využití symetrie a také tvorbu zaoblení k omezení vrubových účinků. Také se připraví materiálové vlastnosti modelu, síť konečných prvků a okrajové podmínky. Příprava je důležitým krokem před samotným výpočtem a umožňuje odladění modelu pro co nejefektivnější řešení.

4.1 SYMETRIE

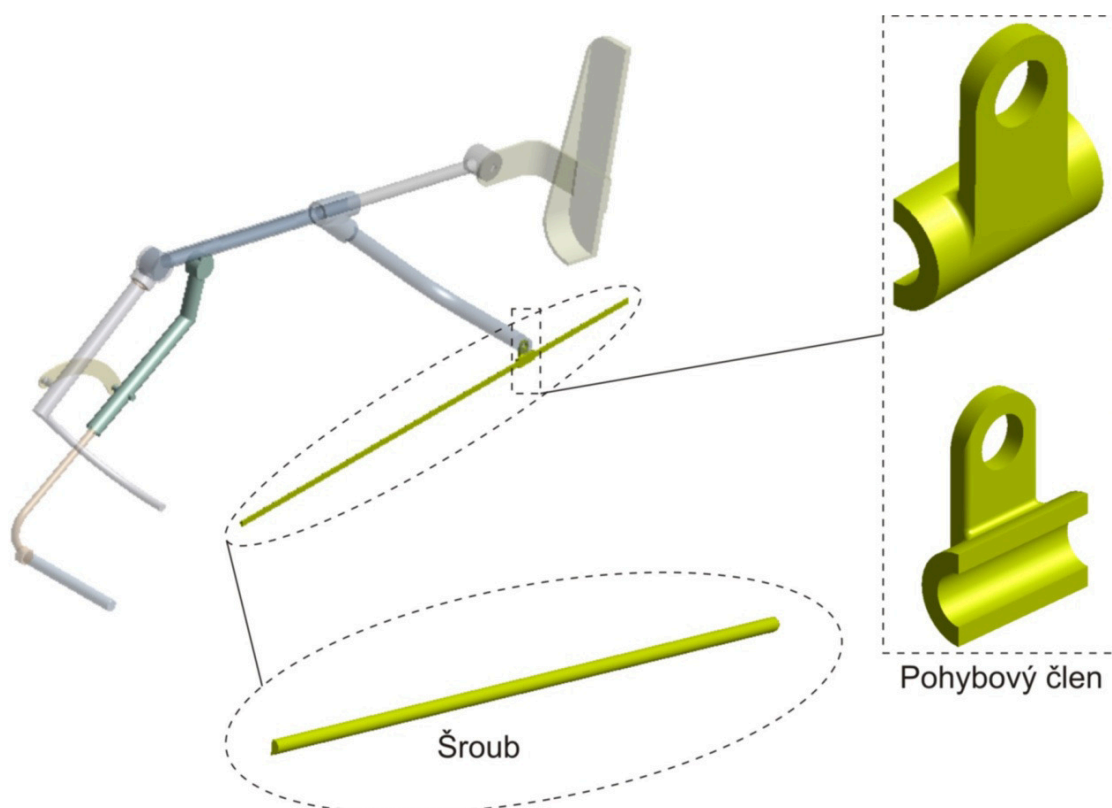
Aby bylo možné využít symetrie modelu, je nutné, aby splňoval určité podmínky. V první řadě je nutné, aby byla geometrie totožná na obou stranách symetrie, která je dána rovinou symetrie. Rovina symetrie je zobrazena na obr. 12 v levé horní části. Také musí být symetrické materiálové vlastnosti a okrajové podmínky a zatížení. Vliv symetrie je významný, jelikož sníží počet elementů na polovinu (je řešena jen polovina modelu a rovnic) a doba výpočtu bude o mnoho kratší. Symetrický model je zobrazen na obr. 12. Připravovaný model všechna kritéria symetrie splňuje, a proto je možné ji aplikovat.



Obr. 12 - Využití symetrie

4.2 ODSTRANĚNÍ SOUČÁSTÍ NEPOTŘEBNÝCH PRO VÝPOČET

Dalším krokem při přípravě bylo zjednodušení modelu (tj. odstranění součástí, které nejsou důležité pro výpočet). V tomto případě se jedná o šroub, neboť není jasné, jakým způsobem je uchycen vůči rámu a při jeho zahrnutí by zbytečně navyšoval počet elementů, jelikož jde o dlouhou součást. Další odstraněnou součástí je pohybový člen. Je odstraněn, protože stejně jako šroub není důležitý z hlediska námi hledaných výsledků. Na obr. 13 jsou žlutou barvou zobrazeny obě odstraněné součásti. Šroub je zobrazen ve výřezu v elipse a pohybový člen v obdélníkovém výřezu ve dvou pohledech.



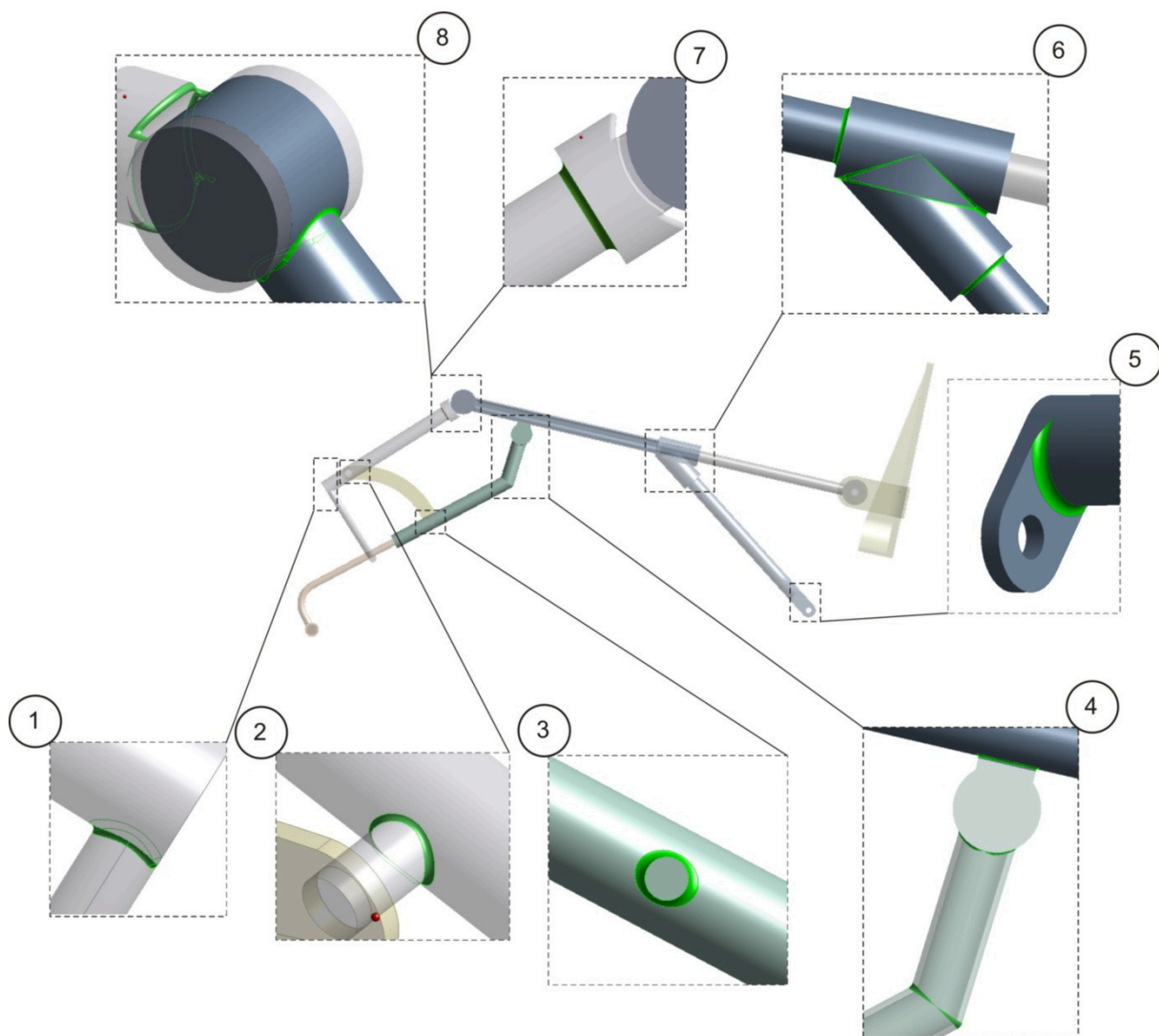
Obr. 13 - Přebytné součásti

4.3 SNÍŽENÍ VRUBOVÝCH ÚČINKŮ

Při výpočtech metodou MKP je důležité se zabývat úpravou geometrie modelu z hlediska vrubových účinků, protože je na ně tato výpočetní metoda citlivá. Snížení vrubových účinků se provádí tak, že v místech ostrých hran se aplikuje přechodový rádius. Zatímco při ponechání ostrých hran by ve výsledcích mohla být neúměrně vysoká napětí, použitím

rádusů dojde ke snížení těchto výkyvů, i když je zcela neeliminují. Druhým faktorem, který má na vrubové účinky vliv, je velikost elementu. čím menší element v místě vrubu, tím větší napětí na něm bude, tudíž při použití jemné sítě by se efekt vrubových účinků ještě dále zvyšoval. Rádusy tedy umožní jemnější síť bez velkých výkyvů napětí, nebo tyto výkyvy alespoň do značné míry omezí.

V modelu bylo tedy nutné upravit ostré hrany pro dosažení lepších výsledků. Na obr. 14 jsou zobrazena místa na motodlaze, která potřebovala upravit. Tato místa jsou zobrazena v čárkovaných obdélnících a upravená ostrá hrana na rádius je zobrazena zelenou barvou. Každý detail je označen číslem, aby bylo zřetelné o který rádius se jedná v tab. 3, kde jsou uvedeny hodnoty všech rádusů v daném detailu.



Obr. 14 - Místa úprav

Rádus	Hodnota [mm]
1	1
2	1
3	1
4	2
5	2
6	1
7	2
8	1

Tab. 3 – Rádusy (úprava CAD modelu)

4.4 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI

Velmi důležitou položkou pro výpočet je nastavení materiálových vlastností. Pro účely této analýzy postačí znát materiálové vlastnosti pro lineární analýzu. Tedy Youngův modul pružnosti v tahu E , Poissonovo číslo ν a hustotu ρ . V celém modelu je uvažován pouze jediný materiál a to dural. Dural je slitina hliníku, mědi s příměsí manganu, či hořčíku. Jedná se o velmi lehkou a pevnou slitinu. Vlastnosti duralu jsou uvedené v tab.4. Pro informaci jsou v tabulce uvedeny hodnoty pro mez kluzu a mez pevnosti duralu [11].

DURAL	
VLASTNOST	HODNOTA
Hustota ρ	2800 [kg/m ³]
Youngův modul (Modul pružnosti v tahu E)	71 [GPa]
Poissonova konstanta ν	0,33 [-]

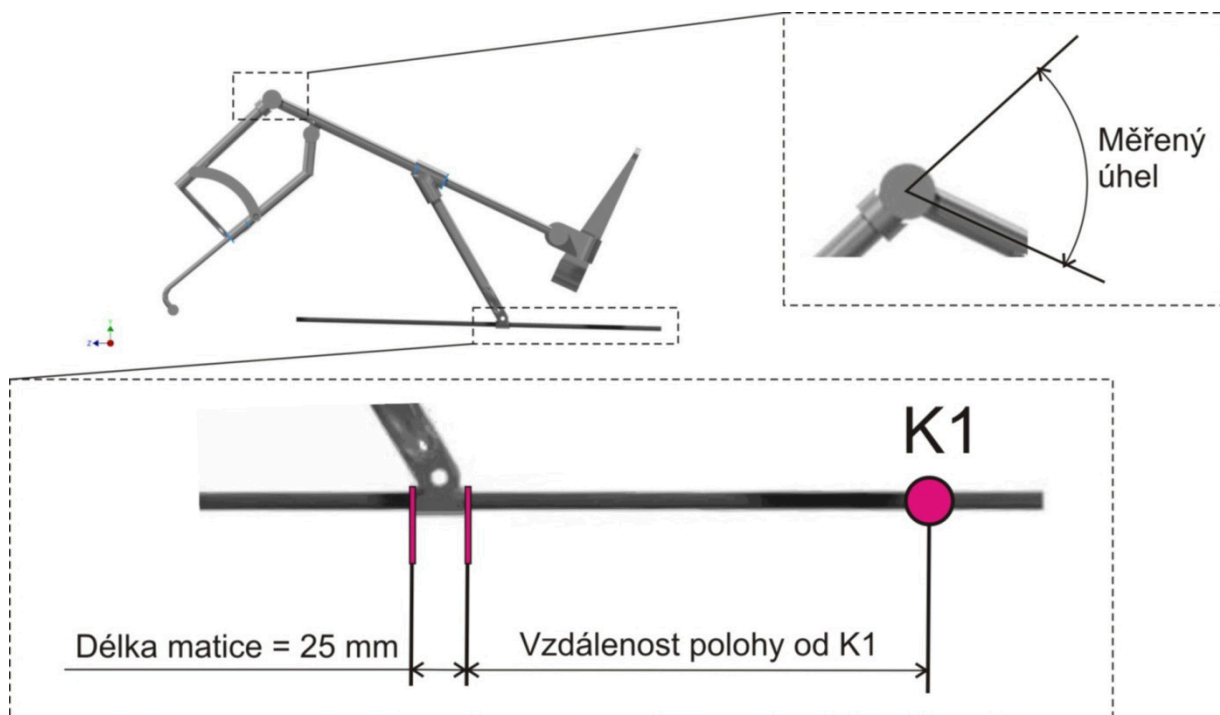
Tab. 4 - Materiálové vlastnosti (pokračování tab. na další stránce)

INFORMATIVNÍ HODNOTY [11]	
Mez kluzu R_e	300 [MPa]
Mez pevnosti R_m	430 [MPa]

Tab. 4 - Materiálové vlastnosti (pokračování tab. z předchozí části)

4.5 POLOHY MOTODLAHY PRO VÝPOČET

Pohyb motodlahy je kontinuální, ale pro výpočet je uvažováno pouze 5 poloh z celého pohybu pro obě mezní nastavení motodlahy. Výše bylo řečeno, že s polohou souvisí i síla od stehna, bude tedy uvažována síla od stehna odpovídající dané poloze. V tab. 5 jsou uvedené jednotlivé polohy, jejich vzdálenost od bodu K1, úhel a hodnota síly od stehna. Aby bylo jasné zřetelné jakým způsobem je vzdálenost měřena od bodu K1, tak je pro ilustraci tato kóta uvedena v obr. 15. V obrázku je také znázorněna kóta úhlu. Tento úhel je také znázorněn na obr. 6 a obr. 7 v kapitole 2.2. Je zde uvedena délka pohybového členu (matice), která má rozměr 25mm.






Obr. 15 - Vzdálenost polohy



Pro budoucí výpočet budou tedy polohy MAX 1 až MAX 5 a MIN 1 až MIN 5 nastaveny v konečnoprvkové analýze. Označení poloh jménem MAX a MIN se bude používat v dalším textu pro lepší orientaci mezi jednotlivými polohami.

MEZNÍ STAV S MAXIMÁLNĚ VYSUNUTÝMI ČLENY				
Označení polohy	Zobrazení polohy (obr.6 a 7)	Vzdálenost od polohy K1 [mm] (obr. 15)	Měřený úhel [°] (obr 15)	F _{STEHNO} [N] (obr. 8 a 9)
MAX 1		0	-10	98,1
MAX 2		168,75	22,5	90,6
MAX 3		337,5	55	69,4
MAX 4		506,25	87,5	37,5
MAX 5		675	120	0
MEZNÍ STAV S MINIMÁLNĚ VYSUNUTÝMI ČLENY				
Označení polohy	Zobrazení polohy	Vzdálenost od polohy K1 [mm]	Úhel [°]	F _{STEHNO} [N]
MIN 1		0	-10	98,1
MIN 2		108,75	18,75	90,6

Tab. 5 – Polohy výpočtu (pokračování tab. na další stránce)

Označení polohy	Zobrazení polohy	Vzdálenost od polohy K1 [mm]	Úhel [°]	F_{STEHO} [N]
MIN 3		217,5	47,5	69,4
MIN 4		326,25	76,25	37,5
MIN 5		435	110	0

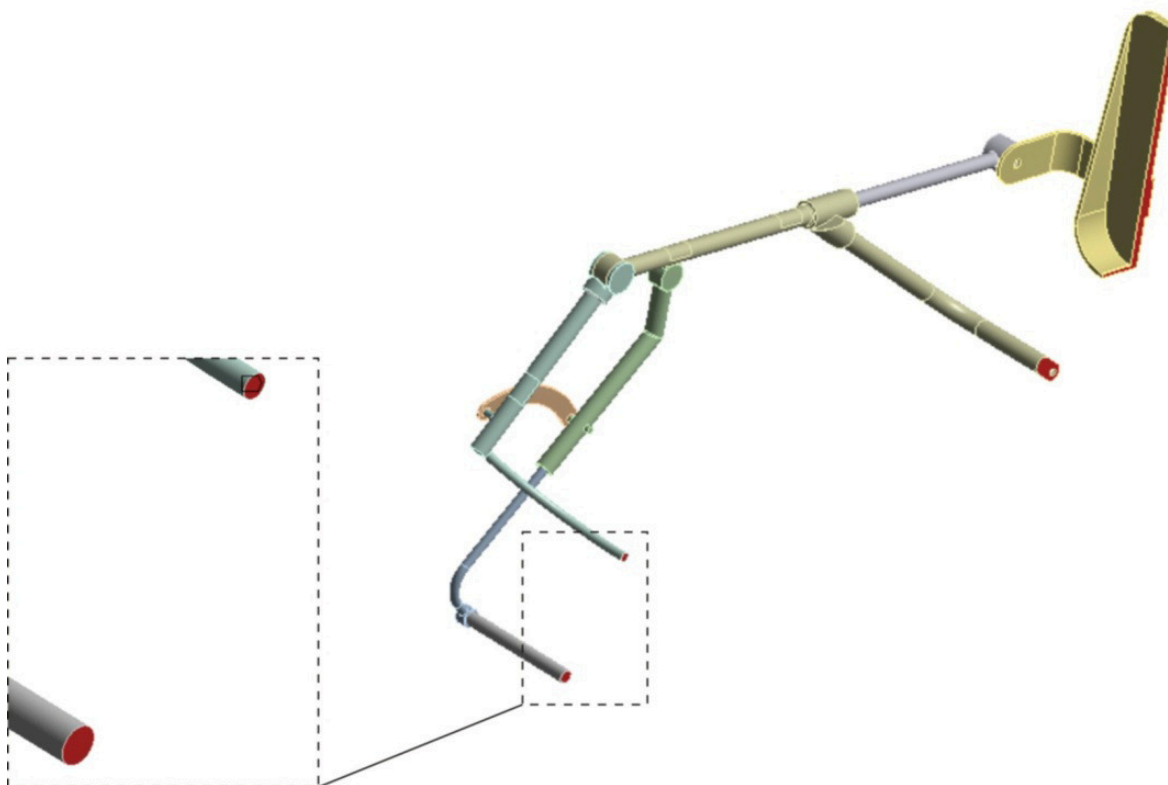
Tab. 5 - Polohy výpočtu (pokračování tab. z předchozí části)

4.6 OKRAJOVÉ PODMÍNKY

V kapitole 2.3 je popsáno zatížení vzniklé rozložením hmotnosti lidské nohy. Pro analýzu je však nutné uvažovat další typy okrajových podmínek než jen samotné zatížení vyvolané nohou. Musí se aplikovat i uchycení, symetrie a nastavit kontakty. V tomto případě se jedná o prostorový model, tedy 3D model. Z hlediska metody MKP to znamená, že prostorové těleso má jako celek 6 stupňů volnosti, tzn. v kartézském souřadném systému se jedná o 3 posuvy (v ose X,Y,Z) a 3 rotace (okolo X,Y,Z). Aby bylo možné soustavu vypočítat, tak je nutné zakázat tyto stupně volnosti. K tomuto účelu slouží právě okrajové podmínky.

4.6.1 Aplikace symetrie

Aplikace symetrie na model je zobrazena červenou barvou na obr. 16. Symetrie je aplikována na čtyři plochy v rovině symetrie. Veškerá kritéria pro využití symetrie byla zmíněna výše v kapitole 4.1.



Obr. 16 - Aplikace symetrie

4.6.2 Zatížení a uchycení

Dále bylo nutno aplikovat samotné zatížení a uchycení modelu, jež jsou zobrazena na obr. 17. V obrázku jsou tyto podmínky rozlišeny barevně, jak to program ANSYS Workbench obvykle rozděluje, tedy silové okrajové podmínky mají červenou barvu a uchycení mají modrou barvu. Žlutá barva je vymezena pro další vlivy (gravitace, rychlost rotace, zrychlení, apod.)

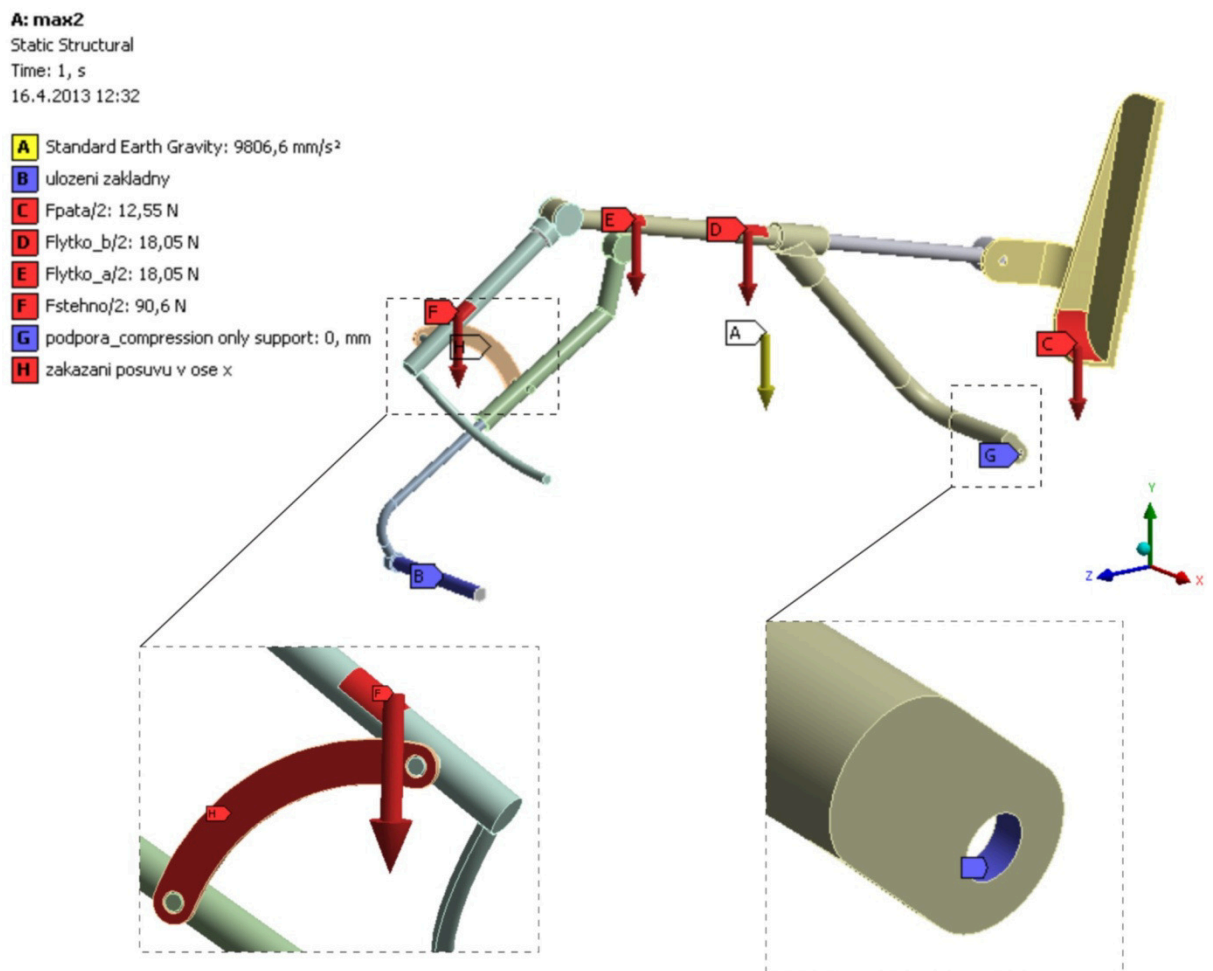
Podmínka B, nazvaná uložení základny, zakazuje veškeré posuvy na aplikovaném povrchu. Jedná se o vetknutí, což znamená, že odebírá všechny stupně volnosti. Model tedy virtuálně zůstane na svém místě. Vetknutí je velmi přísná podmínka a je nutné při její aplikaci myslet na to, zda je aplikována tak, aby neovlivnila výsledky v důležitých místech.

Podmínka G je typ okrajové podmínky, která uvažuje pouze tlakové zatížení na ní přenesené. Žlutá barva je aplikována pro standardní zemskou gravitaci. Podmínka A, což je

gravitace, je do výpočtu zahrnuta, aby byl uvážěn i vliv vlastní tíhy jednotlivých součástí modelu. Aplikace gravitace nemá žádný vliv na již zadané síly (F_{STEHNO} , $F_{\text{LÝTKO}}$, F_{PATA}).

Podmínky C, D, E, F znázorňují síly, respektive sílu od paty, lýtky a stehna. Hodnoty sil jsou zadány do svislého směru. Na levé straně v obrázku jsou jednotlivé podmínky pojmenovány, zatímco v obrázku je pouze jejich abecední označení dané programem. Šipky v obrázku značí směr, ve kterém působí síly a gravitace, tedy svisle dolů. Obr. 17 zobrazuje zadání okrajových podmínek v poloze MAX 2. Pro ilustraci je na obr. 18 zobrazena aplikace okrajových podmínek i na poloze MIN 2. Všechny ostatní polohy mají zadané okrajové podmínky naprosto stejně.

Podmínka H je zavedena, aby výpočet konvergoval, neboť jinak by rozpěrka nezůstala na správné pozici z důvodu aplikace kontaktu bez tření.



Obr. 17 - Aplikace okrajových podmínek (poloha MAX 2)

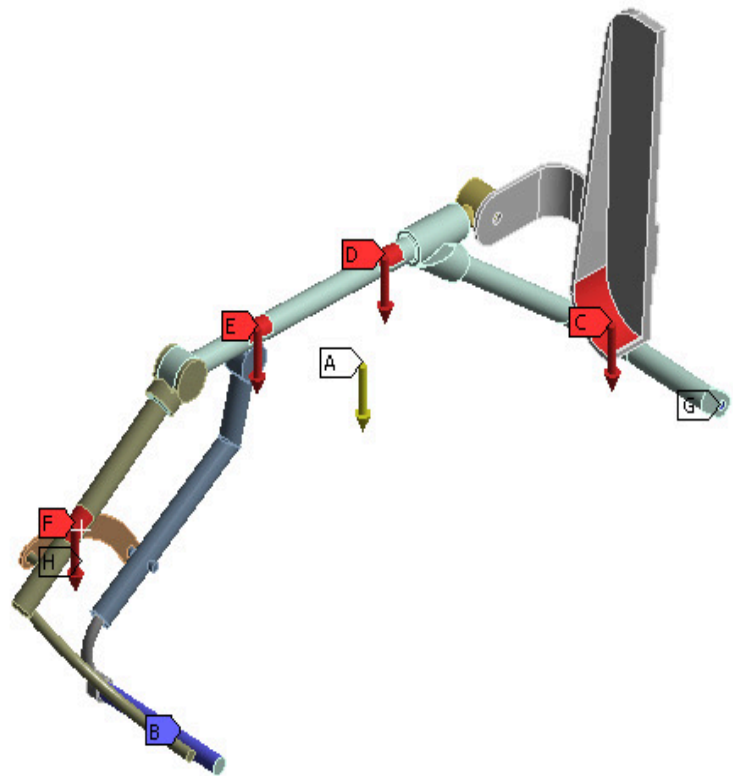
B: min2

Static Structural

Time: 1, s

16.4.2013 12:44

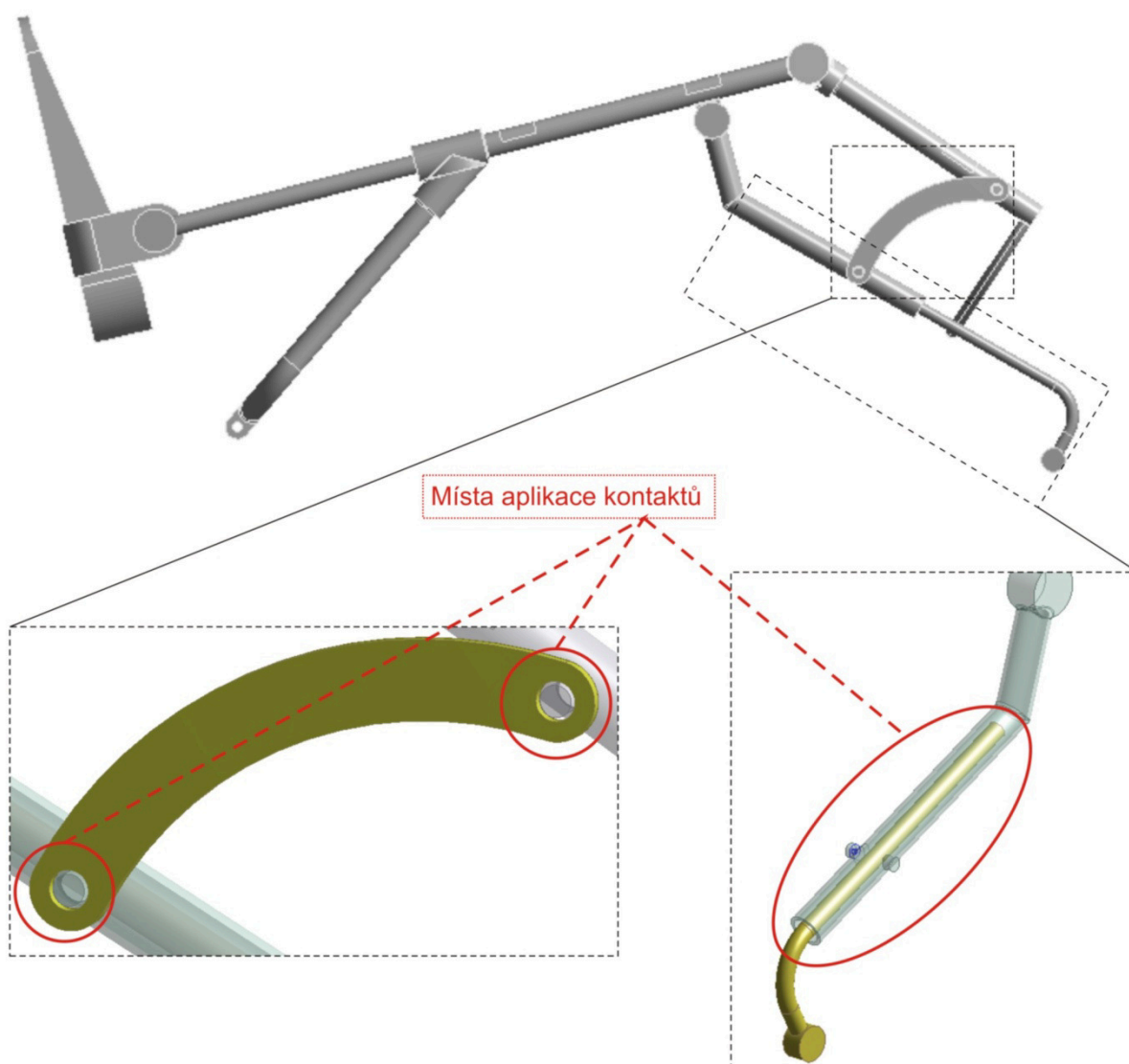
- A** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s²
- B** uložení základny
- C** Fpata/2: 12,55 N
- D** Flytko_b/2: 18,05 N
- E** Flytko_a/2: 18,05 N
- F** Fstehno/2: 90,6 N
- G** podpora_Compression Only Support: 0, mm
- H** Displacement



Obr. 18 - Okrajové podmínky v poloze MIN 2

4.6.3 Kontakty

Jelikož dodaný model nemá velkou úroveň konstrukčních detailů, zejména konstrukční řešení mezi ramenem stehenní části a stehenní částí a spojení rozpěrky s přilehlými součástmi, bylo nutné použít do modelu i kontakty. Na obr. 19 jsou zobrazena tato místa. Jedná se o žlutě zbarvené součásti zvýrazněné červenými kruhy a elipsou, které značí místo aplikace kontaktů. Kontakty musí být aplikovány, protože mezi těmito součástmi není fyzický dotyk, tzn. je mezi nimi mezera. Na konečnoprvkové síti v takovém modelu by se poté nepřenese zatížení, protože by nenavazovala síť. Kontakty umožňují nastavit takovýto dotyk aniž by se součásti musely fyzicky dotýkat.



Obr. 19 - Nízká úroveň konstrukčního detailu spojení mezi součástmi

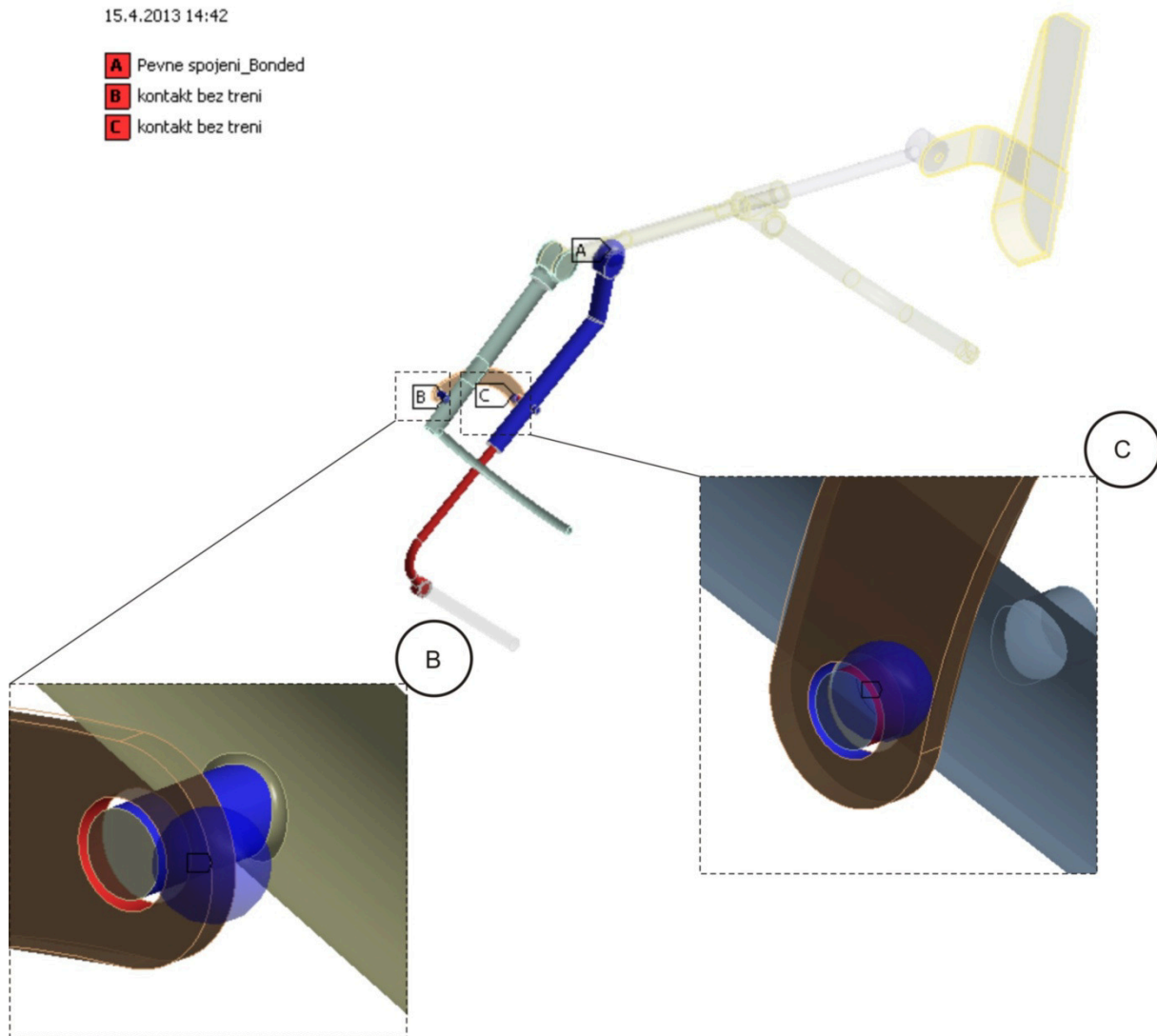
V modelu jsou aplikovány 3 kontakty, které jsou zobrazeny na obr. 20. Program ANSYS Workbench označuje kontaktní pár modrou a červenou barvou. V obrázku označený kontakt A je již výše zmíněný kontakt mezi ramenem stehenní části a stehenní částí. Jedná se o kontakt označovaný v programu jako bonded, což znamená, že obě tělesa jsou pevně spojena bez možnosti pohybu vůči sobě, jako by byla dohromady slepena.

Kontakty označené jako B a C jsou kontakty bez tření aplikované na plochy viz detaily zobrazené v obr. 20. Kontakt bez tření je uvažován, protože ve skutečnosti jsou v daném místě čepy, po kterých se rozpěrka otáčí s minimálním odporem způsobeným třením. Jde pouze o to, aby se přeneslo zatížení mezi součástmi kontaktního páru.

kontakt bez treni

15.4.2013 14:42

- A Pevne spojeni_Bonded
- B kontakt bez treni
- C kontakt bez treni



Obr. 20 - Kontakty

5 SÍŤ KONEČNÝCH PRVKŮ

Celá sestava všech součástí je tvarově složitá geometrie s mnoha zaobleními a také místy, kde jemnou síť vyžadujeme, tedy v místech kontaktů. Je tedy nutné vytvořit takovou síť konečných prvků, která by byla dostatečně jemná. Při vytváření sítě se postupovalo tedy tak, že nejprve se vytvořila hrubá síť. Na hrubé síti je vidět, kde jsou nedostatky. Poté se upravují parametry sítě a aplikují na určité plochy další parametry ovlivňující jemnost a hustotu sítě. Podle potřeby tedy takto upravujeme celý model. Hotová jemná síť je zobrazena na obr. 21 a obr. 22.



Obr. 21 - Jemná síť zobrazena z vnitřní strany



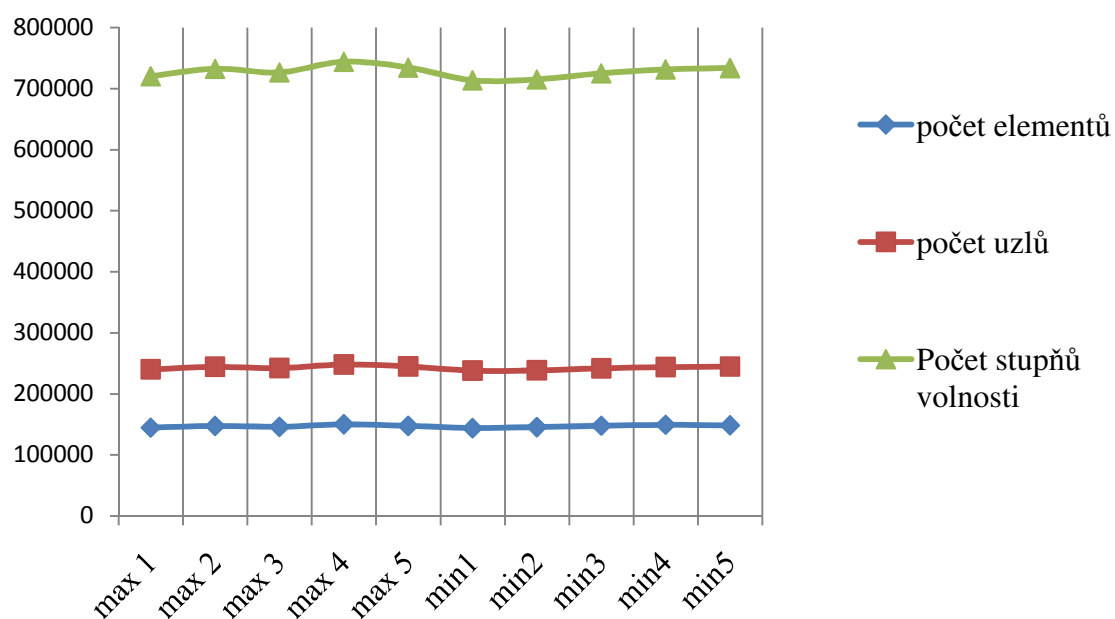
Obr. 22 - Jemná síť zobrazena z vnější strany



Všechny řešené polohy mají totožně aplikované parametry sítě. Přesto se v počtu elementů liší, ale pouze o malý počet elementů. Řádově pouze v tisících. Tuto diferenci sumarizuje tabulka 6 a graf 2.

Poloha	počet elementů	počet uzlů	Počet stupňů volnosti
MAX 1	144473	240198	720594
MAX 2	147199	244204	732612
MAX 3	145806	242245	726735
MAX 4	150054	248042	744126
MAX 5	147356	244905	734715
MIN 1	143548	237956	713868
MIN 2	145363	238434	715302
MIN 3	147532	241768	725304
MIN 4	149140	243887	731661
MIN 5	148254	244652	733956

Tab. 6 - Parametry sítě všech poloh



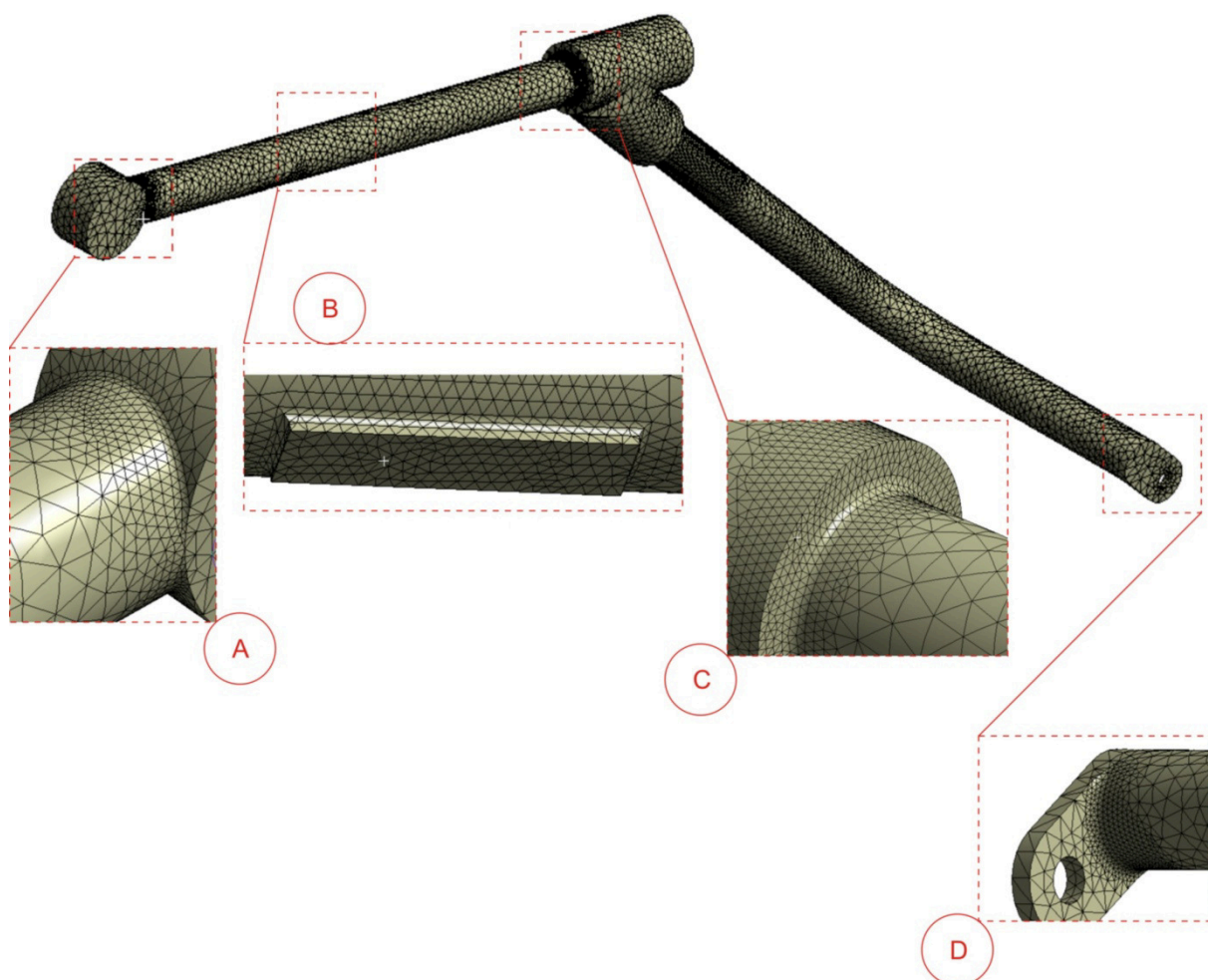
Graf 2 - Znázornění parametrů sítě všech poloh

5.1 SÍŤ NA JEDNOTLIVÝCH SOUČÁSTECH

Síť jednotlivých součástí v detailnějším pohledu je zobrazena níže včetně zvýrazněných míst, na které se aplikovaly podmínky, které dále ještě zjemňovali síť konečných prvků.

5.1.1 Síť předního rámu

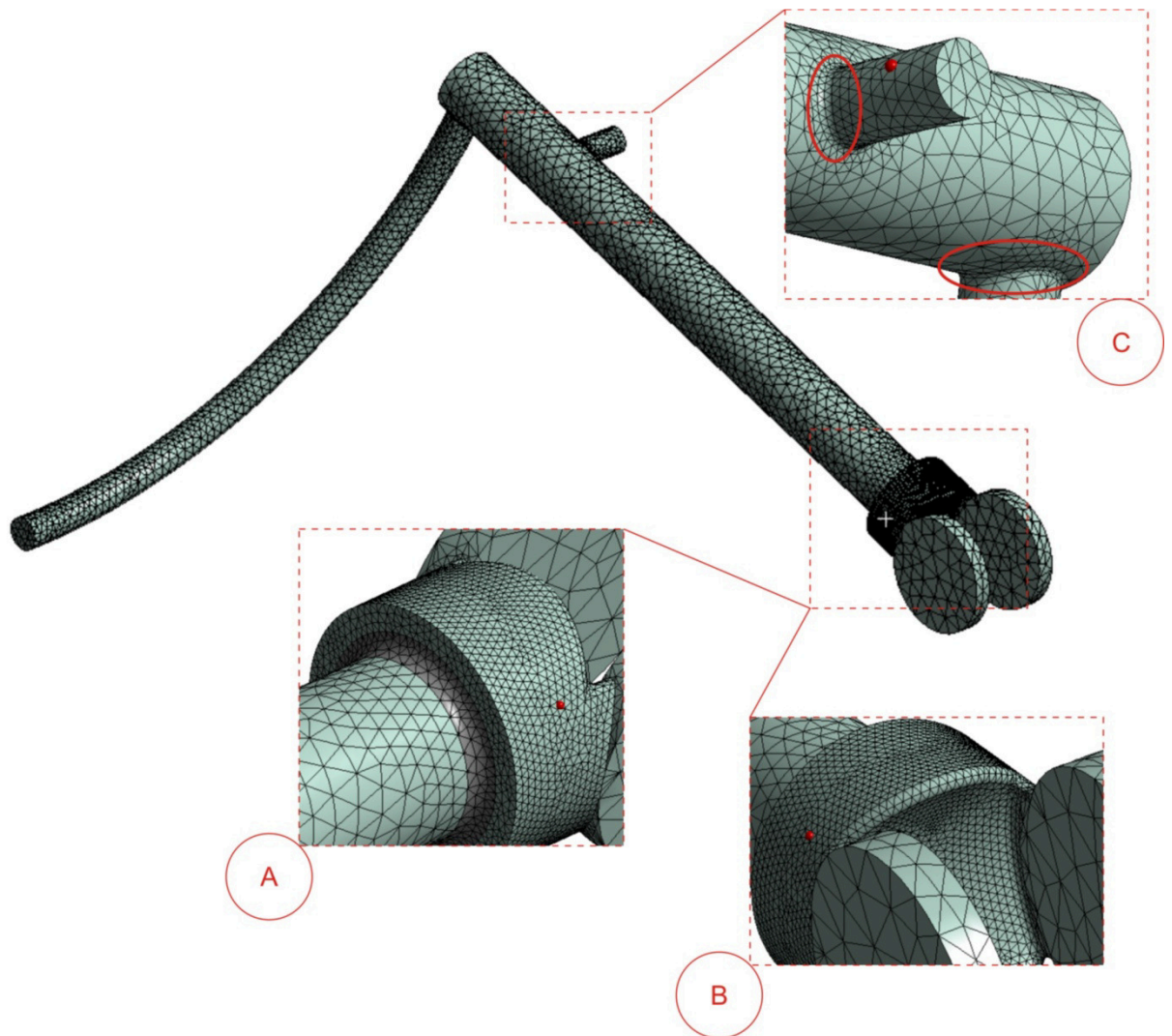
Na obr. 23 je zobrazen přední rám se čtyřmi detaily míst. Detaily A, C a D mají velikost elementu nastavenou na 2 mm, pouze detail B má nastavenou velikost elementu na 1 mm. Zbytek součásti má velikost elementu 5 mm.



Obr. 23 - Síť předního rámu s detaily

5.1.2 Sít' zadního rámu

Sít' zadního rámu je zobrazena na obr. 24. V detailech A, B a C je velikost elementu nastavena na 1 mm. V detailu C je zjemnění patrné v místech, které zvýrazňují červené elipsy. Zbytek součásti má velikost elementu nastavenou na 5 mm.

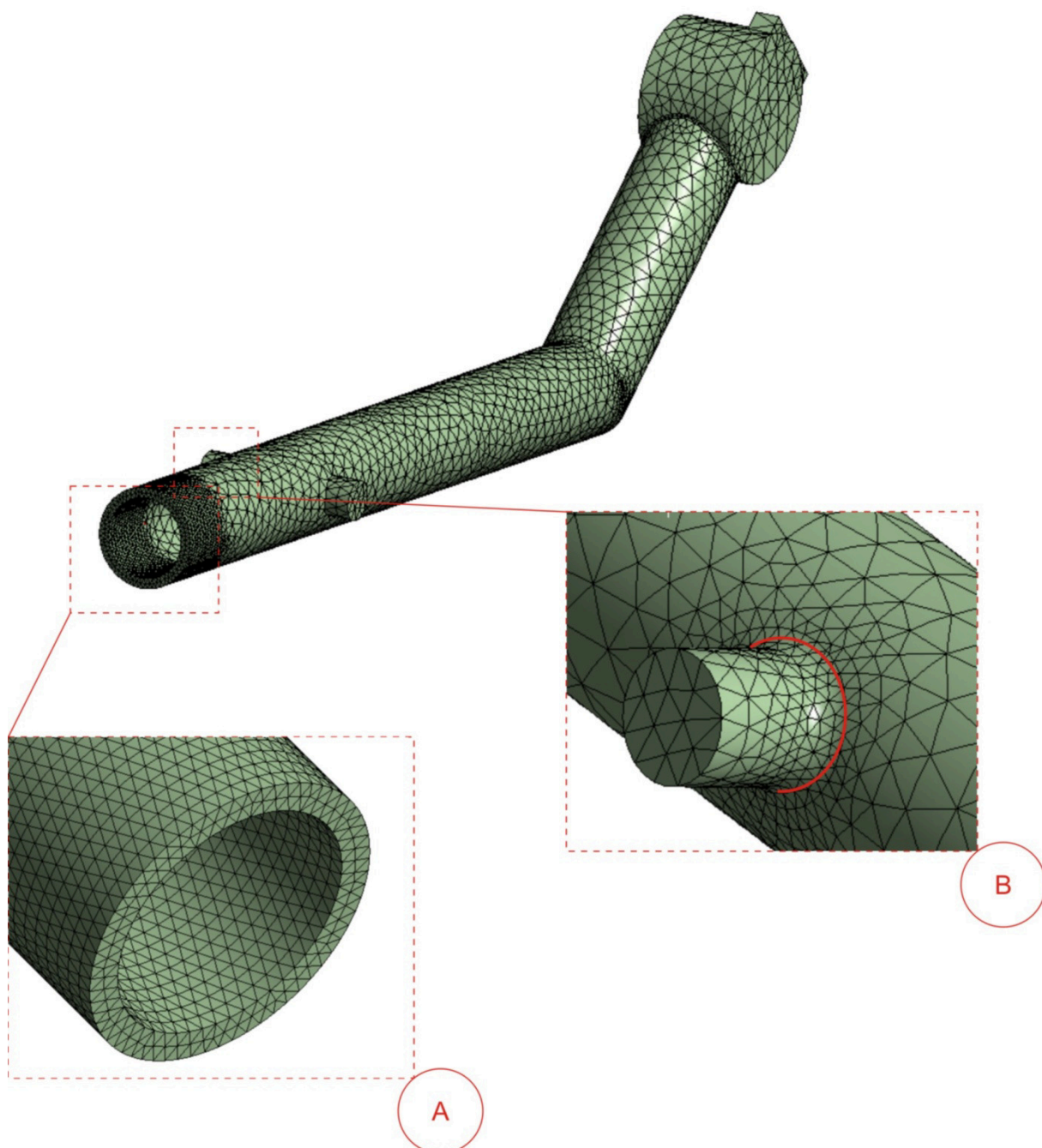


Obr. 24 - Sít' zadního rámu s detaily

5.1.3 Sít' stehenní části

Další upravovanou sítí je sít' na stehenní části, která je zobrazena na obr. 25. V obrázku jsou detaily A a B. Na detailu A lze pozorovat velké zjemnění sítě. Element má v

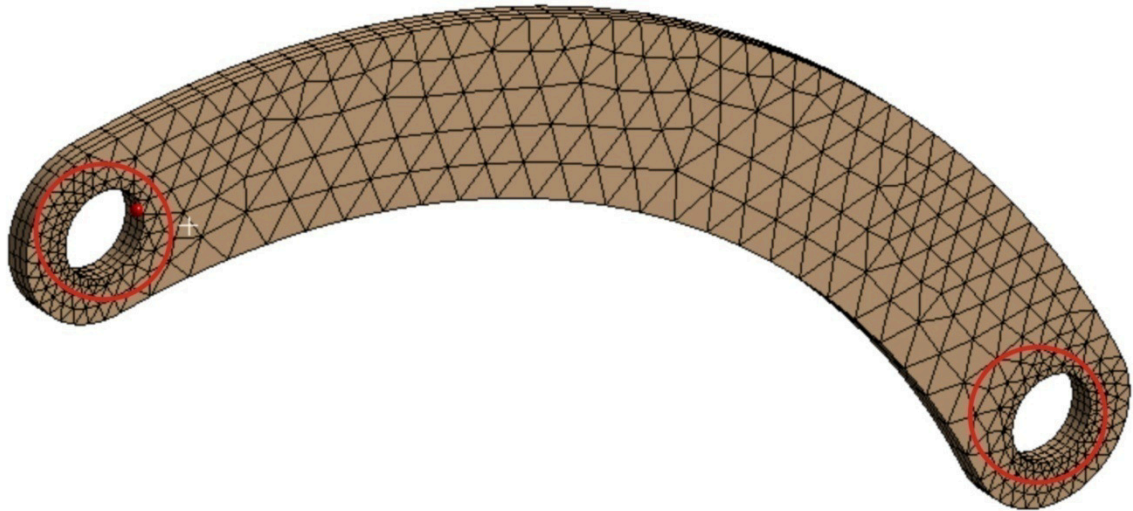
tomto místě délku 1 mm. Zejména proto, že zde je v kontaktu součást stehenní části s ramenem stehenní části. A proto je vhodné zde aplikovat jemnější síť. V detailu B, kde je nastavený kontakt rozpěrky se stehenní částí, je síť zjemněna na 2 mm a v místě rádiusu je velikost nastavena na 1 mm. Rádus je zvýrazněn červenou křivkou.



Obr. 25 - Síť stehenní části s detaily

5.1.4 Sít' rozpěrky

Sít' na rozpěrce není komplikovaná. Důležité je, aby byla sít' zjemněná v obou otvorech. Sít' je zobrazena na obr. 26. Jemnější sít' u otvorů je zvýrazněná červeným kruhem.



Obr. 26 - Sít' rozpěrky

5.1.5 Sít' ramena stehenní části, základny, opěrky paty a lýtkové části

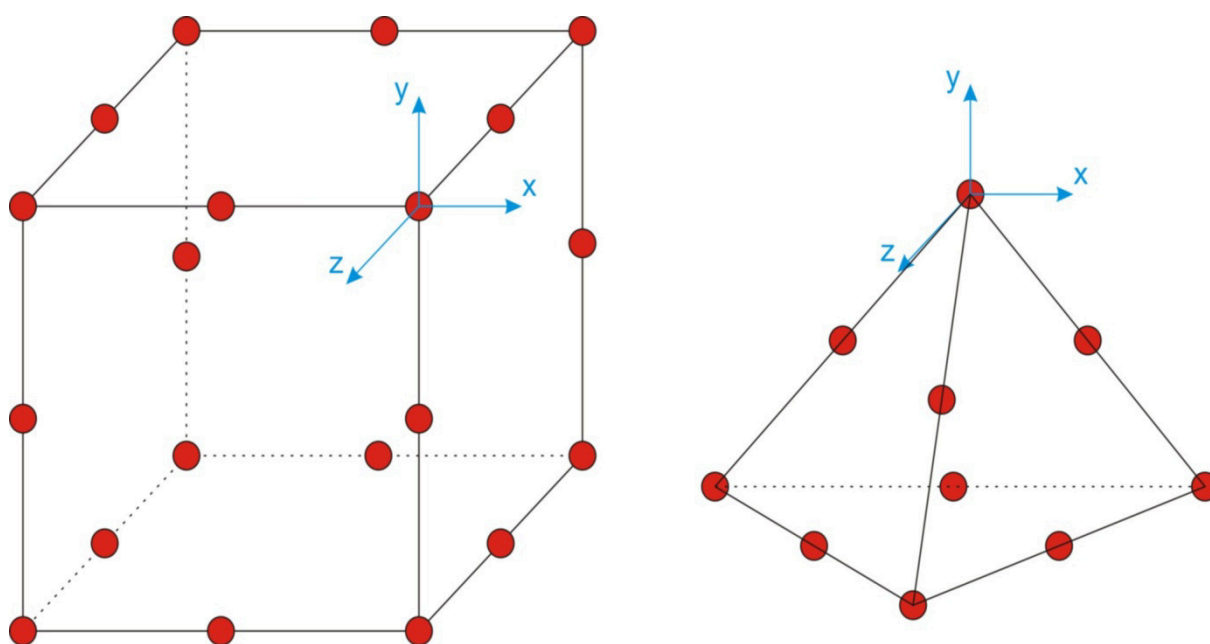
Sít' ramena stehenní části je velice důležitá, neboť právě zde se očekává největší namáhání od momentových účinků. Elementy na rameni mají délku 2 mm. U základny, opěrky paty a lýtkové části již není jemnost sítě tak důležitá, protože na nich neočekáváme nejvyšší namáhání. Délka elementu na základně je 5 mm, na opěrce paty a lýtkové části je délka elementu 10 mm. Zmíněné součásti a sít' na nich je zobrazena na obr. 27. Rameno stehenní části a základna jsou v horní části obrázku, zatímco opěrka paty a lýtková část ve spodní části obrázku.



Obr. 27 - Sít' ramena stehenní části, základny, opěrky paty a lýtkové části

5.1.6 Použité elementy

V celém modelu je použito několik typů elementů. V modelu se vyskytují čtyř stěny (tetrahedr) a 6 stěny (hexahedr). Elementy jsou zobrazeny na obr. 28. V elementech jsou červeně zobrazeny uzly a meziuzly. Použitím meziuzlů v elementu vede k přesnějšímu výpočtu za cenu zvýšení náročnosti výpočtu. Každý uzel (meziuzel) má tři stupně volnosti. Uzel se může posouvat ve směru x, y a z. Tetrahedry jsou výhodné při nutnosti síťování složitých geometrií, na které by nebylo možné použít hexahedry.



Obr. 28 - Elementy

Dále se v modelu vyskytují elementy, které program ANSYS Workbench zavádí v případě použití kontaktů. Těmito elementy se pokryje kontaktní plocha a na této kontaktní síti se simuluje dotyk. Elementy použité v modelu podle označení programu ANSYS jsou tyto: SOLID186 (hexaedr), SOLID 187 (tetrahedr), CONTA 174 a TARGE 170 (kontakty).

6 VÝHODNOCENÍ

Při řešení napětově-deformačního výpočtu bylo uvažováno s velkými posuvy, protože se ve výpočtovém modelu vyskytují dlouhá ramena, na která působí síly. Uvažováním velkých posuvů docílíme věrohodnějších výsledků. Uvažujeme je u všech výpočtů, i když u poloh MAX 3 až MAX 5 a MIN 3 až MIN 5 již velké posuvy nebudou mít výraznější efekt, neboť síla od stehna již není tak velká a také se snižuje její momentový účinek. Do vyhodnocení výsledků se uvažuje napětí von Mises, Guestovo napětí a celkový průhyb.

6.1 POLOHA MAX 1

V poloze MAX 1 (definovaná v tab. 5) je očekáváno nejvyšší namáhání. Jsou zde největší ramena a nejvyšší hodnoty zatížení. Celkové napětí von Mises je na obr. 29. Důležité je si povšimnout míst detailů označených A, B, C. Především detail A je nejvýznamnější místo, pro srovnání výsledků. Právě v tomto místě dochází k nejvyššímu namáhání ve všech polohách. Hodnota označená jako Max je nereálný výsledek v místě pevného kontaktu. Tedy tuto část neuvažujeme jako věrohodný výsledek. Detail místa je zobrazen na obr. 30. Není nutné uvádět tento detail v každé výpočtové poloze, proto se tímto místem nebude zabývat žádná další poloha. V detailu B dochází k vyšší napjatosti, která se bude snižovat s dalšími polohami, přesto napětové výsledky v tomto místě budou uvedeny.

Z obr 29 je vidět, že v celém modelu je poměrně nízká napjatost. Celý model je takřka tmavě modrý, což odpovídá napětí 12,3 MPa a méně. Proto se má smysl zabývat místy s vyššími napětími, tedy právě detail A a B. U ostatních poloh je výskyt vyšších napětí také na stejných místech, proto nemá smysl u dalších poloh zobrazovat spoustu obrázků celkové napjatosti v modelu, nýbrž pouze ony důležité detaily.

B: max1

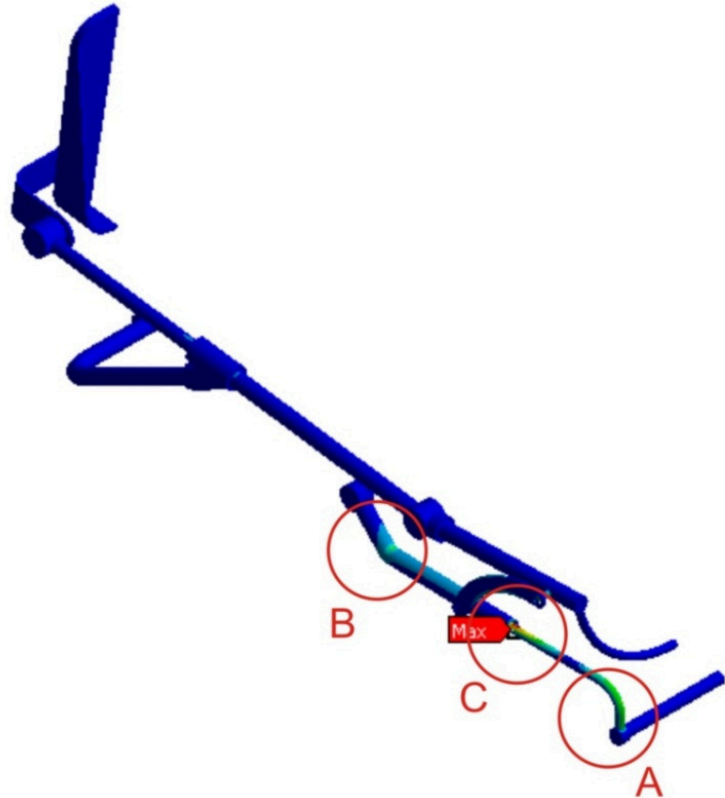
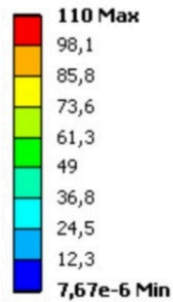
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

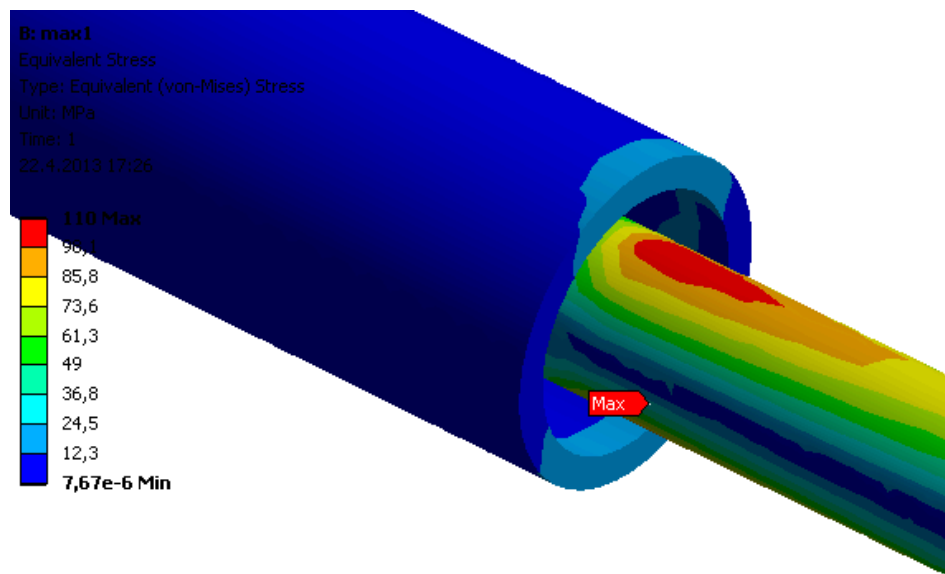
Unit: MPa

Time: 1

22.4.2013 17:24



Obr. 29 - Napětí von Mises



Obr. 30 - Neuvažovaný výsledek v detailu C

Guestovo napětí je zobrazeno na obr. 31. Celkový průhyb na obr. 32. Místo detailu B je na obr. 33. Detail A na obr. 34 pro napětí von Mises a na obr. 35 pro Guestovo napětí. Pro



detail A je uvedeno napětí na vnitřní i vnější straně ramena pro obě uvažované hypotézy výsledných napětí. Nejvyšší hodnota napětí je vždy zvýrazněna červeným rámečkem v obrázku.

B: max1
Stress Intensity
Type: Stress Intensity
Unit: MPa
Time: 1
22.4.2013 17:25

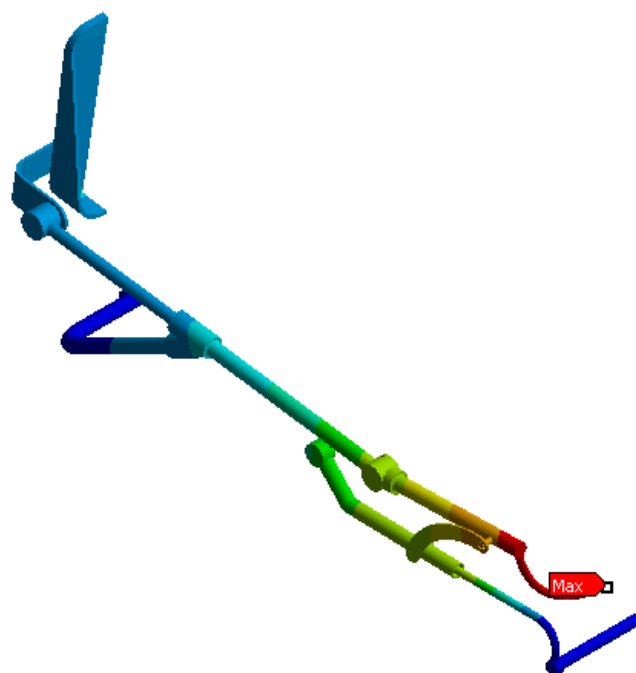
113,77 Max
101,13
88,486
75,845
63,204
50,563
37,923
25,282
12,641
8,8427e-6 Min



Obr. 31 - Napětí podle Guesta

B: max1
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
22.4.2013 17:25

2,9062 Max
2,5833
2,2604
1,9375
1,6145
1,2916
0,96873
0,64582
0,32291
0 Min



Obr. 32 - Výsledný průhyb

B: max1

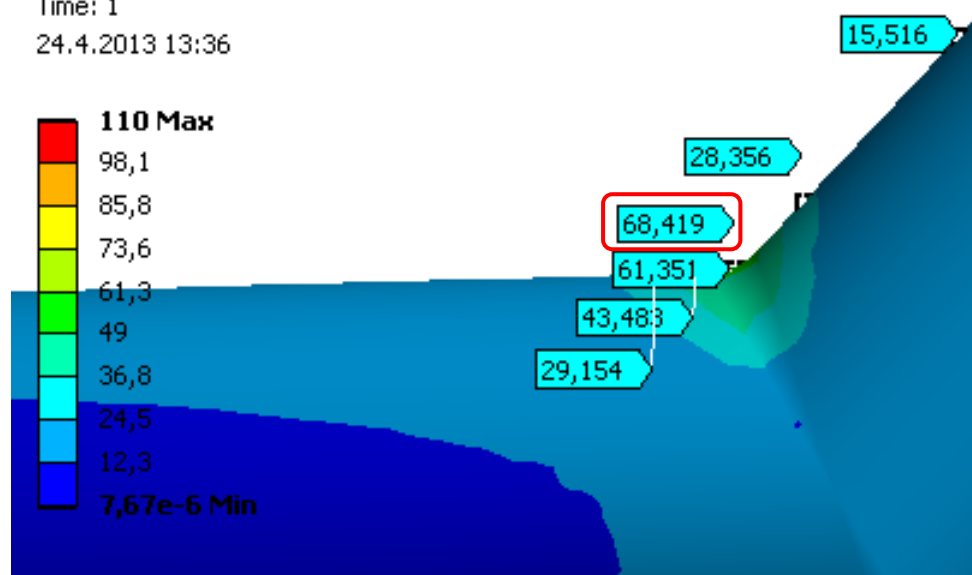
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

24.4.2013 13:36



Obr. 33 - Detail místa B

B: max1

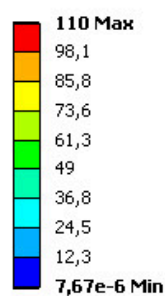
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

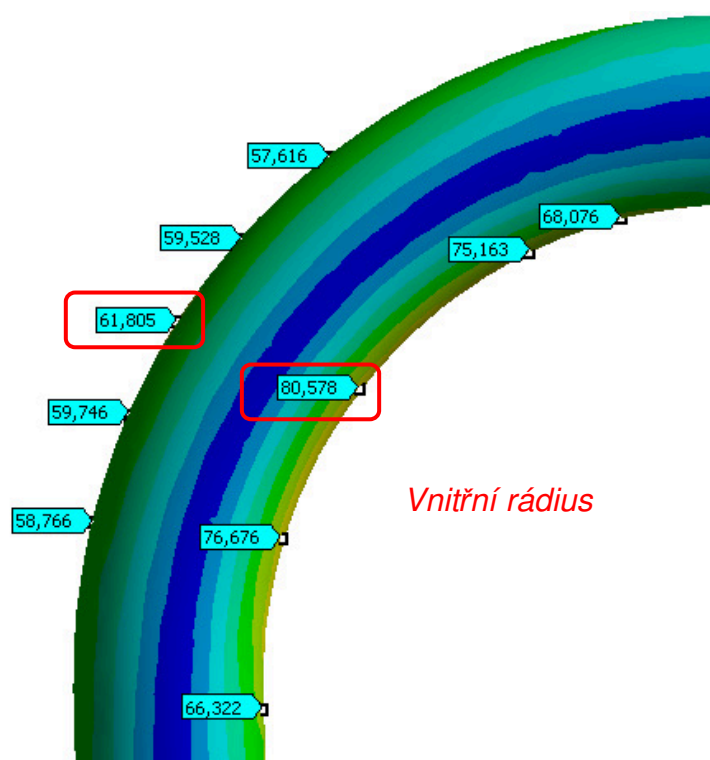
Unit: MPa

Time: 1

22.4.2013 17:26



Vnější rádius



Vnitřní rádius

Obr. 34 - Detail A hypotéza von Mises

**B: max1**

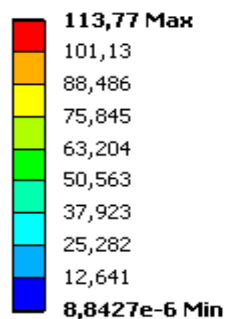
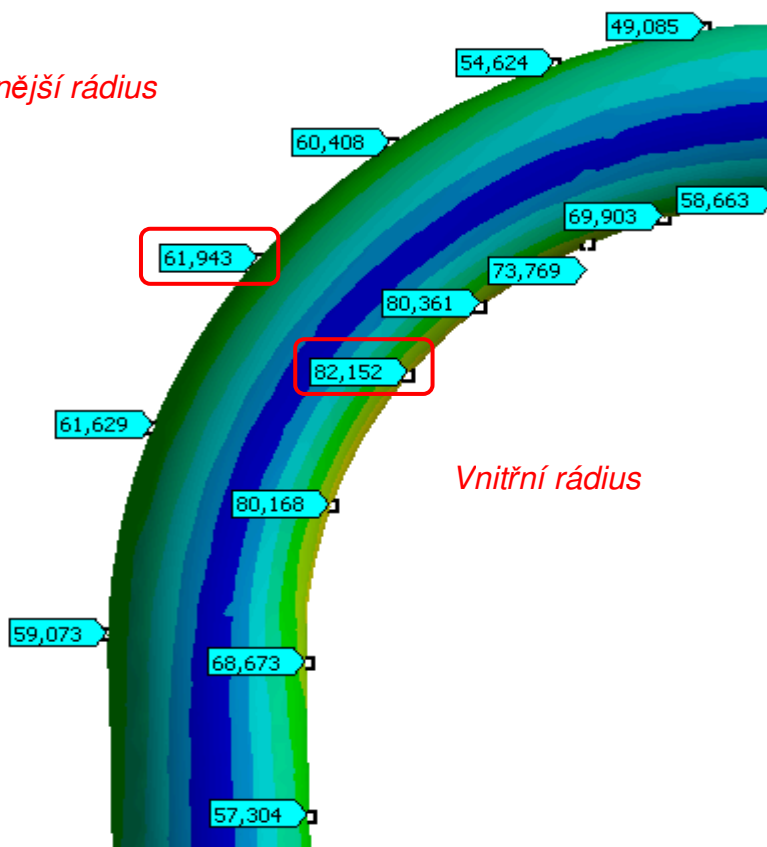
Stress Intensity

Type: Stress Intensity

Unit: MPa

Time: 1

22.4.2013 17:29

*Vnější rádius**Vnitřní rádius*

Obr. 35 - Detail A hypotéza Guestova

Sumarizace nejvyšších napětí a průhybu je uvedena v tabulce 7. V tabulce je uvedena nejvyšší hodnota napětí (zaokrouhlena na desetiny) v detailu A a nejvyšší hodnota celkového průhybu, a také nejvyšší napětí v místě detailu B.

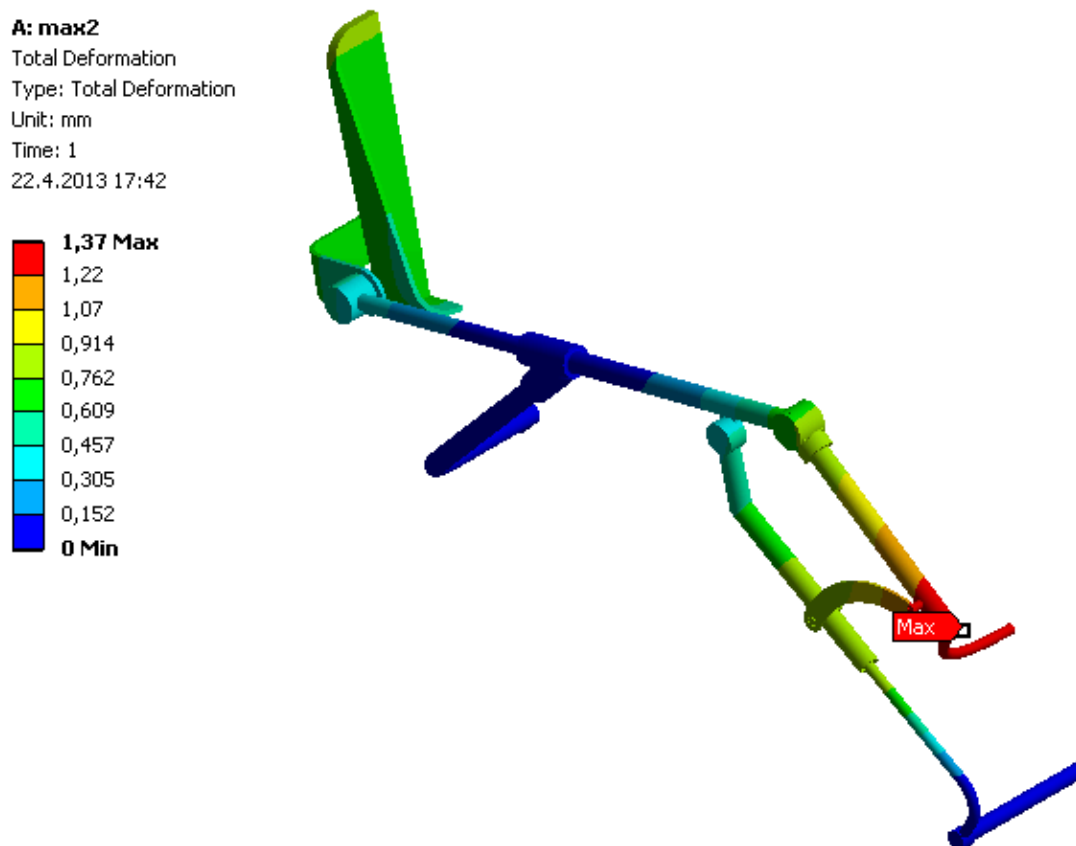
Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	68,4	2,9
80,6	82,2	61,8	61,9		

Tab. 7 - Sumarizace výsledků pro polohu MAX 1

6.2 POLOHA MAX 2

Definovaná v tab. 5. Jelikož důležitá místa na modelu, kterými se zabývat, byla ukázána v minulé kapitole, budou se další kapitoly soustředit pouze na výsledky prezentované v tab. 7. Právě výsledky v detailu A mají vypovídající hodnotu o tom, jak se bude měnit namáhání v dalších polohách a také se v tomto místě vyskytují nejvyšší napětí. Proto bude vždy uveden obrázek pro celkovou deformaci modelu a obrázek pro napěťové výsledky v detailu A a B.

Celkový průhyb polohy MAX 2 je zobrazen na obr. 36. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 37 a obr. 38. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 39. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 8.



Obr. 36 - Celkový průhyb

**A: max2**

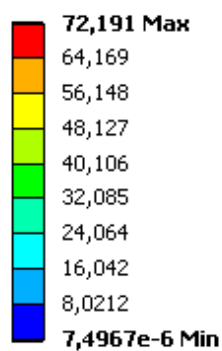
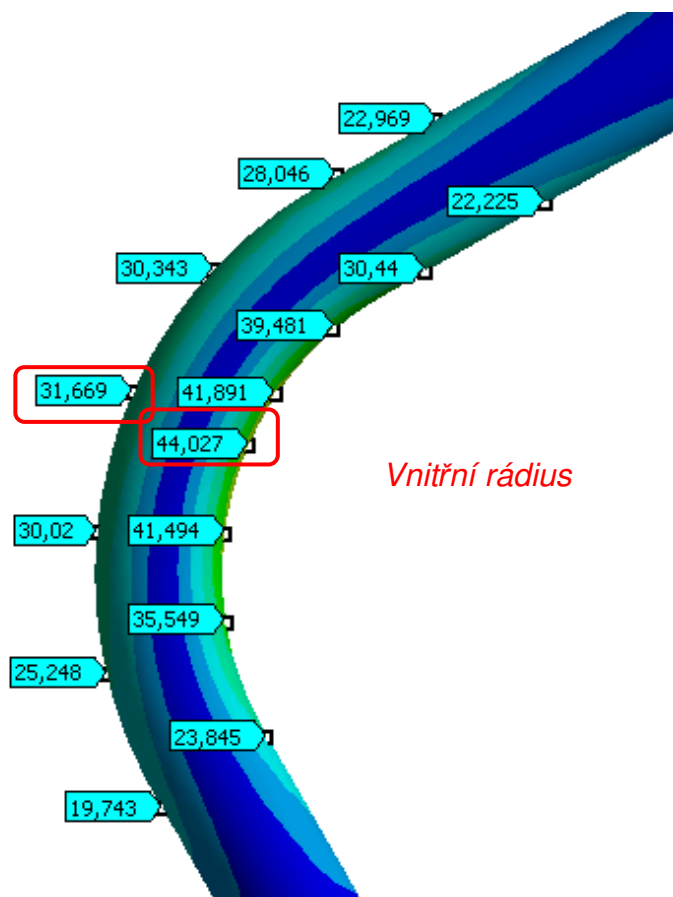
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

22.4.2013 17:37

*Vnější rádius*

Obr. 37 - Detail A hypotéza von Mises

A: max2

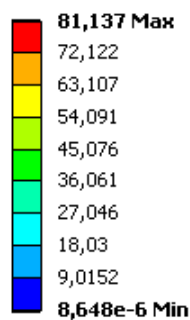
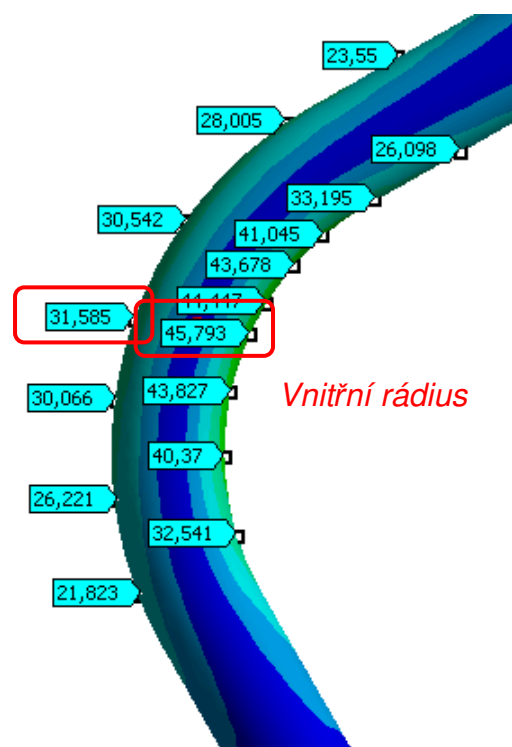
Stress Intensity

Type: Stress Intensity

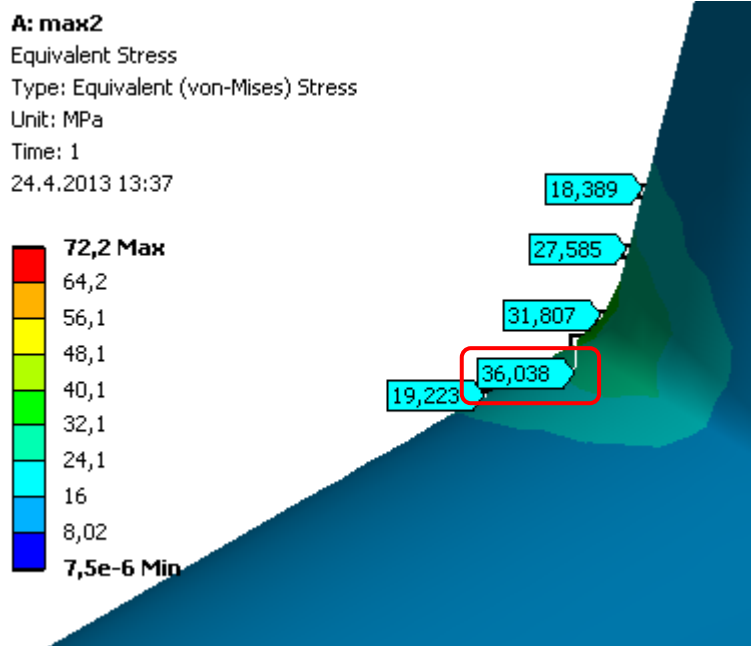
Unit: MPa

Time: 1

22.4.2013 17:38

*Vnější rádius*

Obr. 38 - Detail A hypotéza Guestova



Obr. 39 - Napětí v detailu B

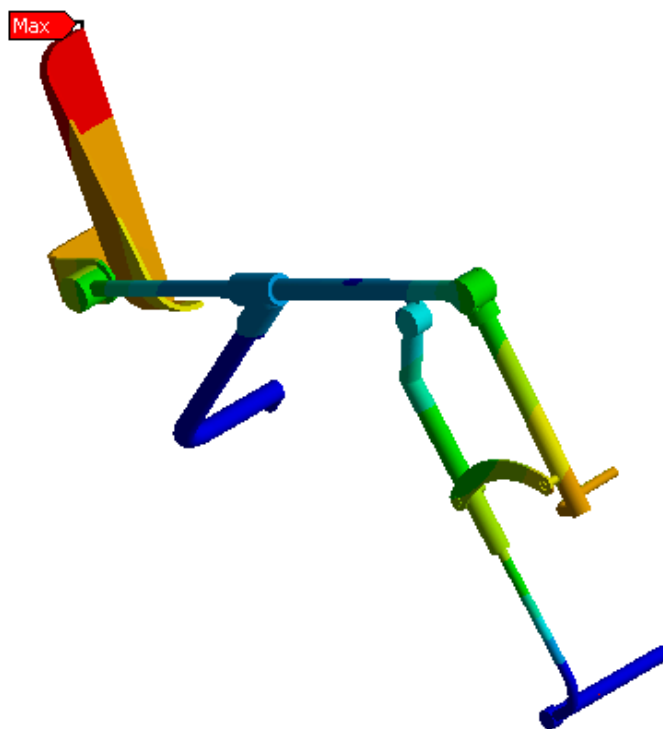
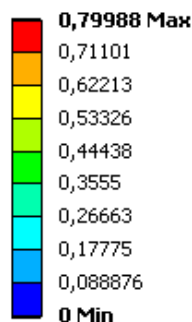
Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	36,0	1,4
44,0	45,8	31,7	31,6		

Tab. 8 - Sumarizace výsledků pro polohu MAX 2

6.3 POLOHA MAX 3

Definovaná v tab. 5. Celkový průhyb je zobrazena na obr. 40. Napětí v detailu A pak na obr. 41 pro vyhodnocení podle hypotézy von Mises. Na obr. 42 pak pro Guestovu hypotézu. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 43. Sumarizace výsledků v tab. 9.

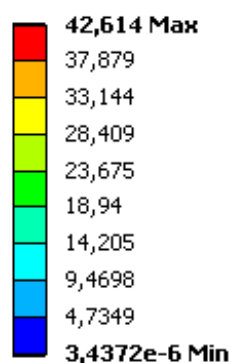
C: max3
Total Deformation 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
23.4.2013 13:59



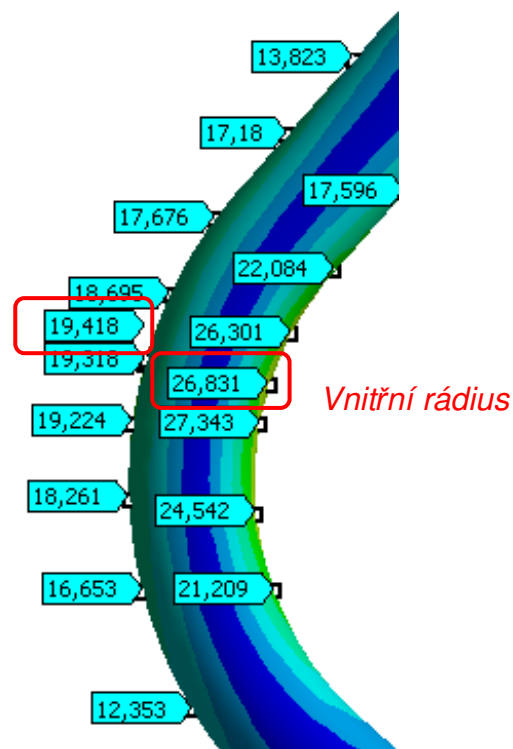
Obr. 40 - Celkový průhyb

U celkového průhybu je vidět, jak se se snižující silou od stehna mění i místo největšího průhybu, které se nyní nachází na špičce opěrky paty.

C: max3
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
23.4.2013 13:41



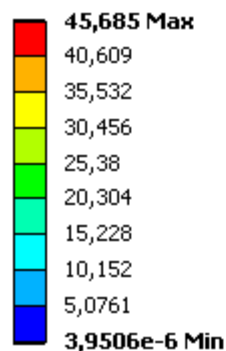
Vnější rádius



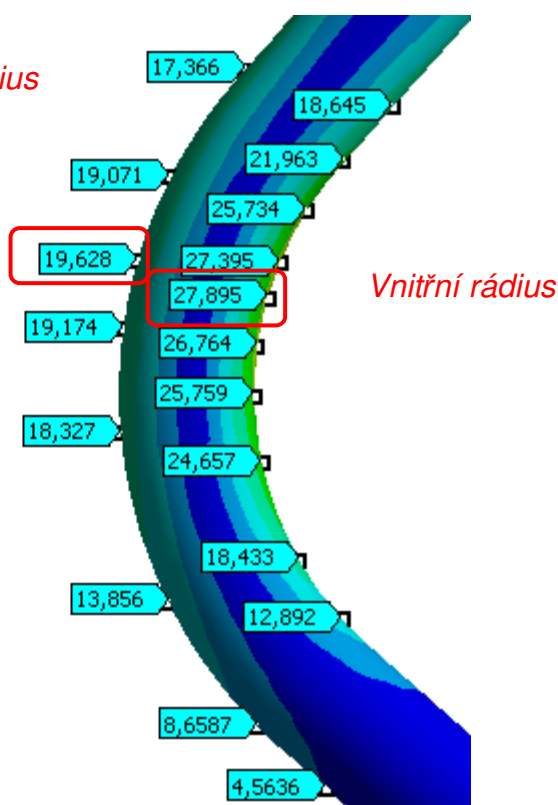
Obr. 41 - Detail A hypotéza von Mises

C: max3

Stress Intensity
Type: Stress Intensity
Unit: MPa
Time: 1
23.4.2013 13:43



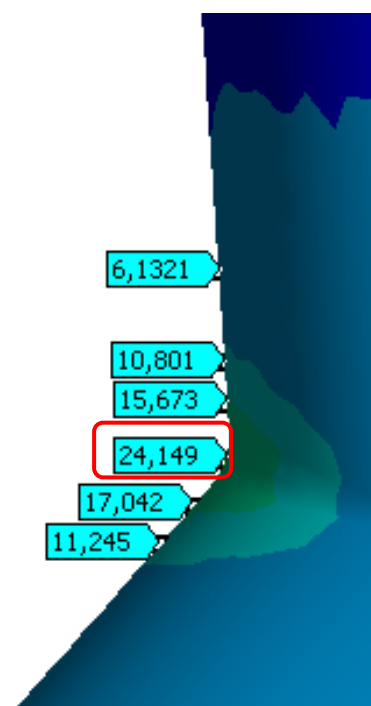
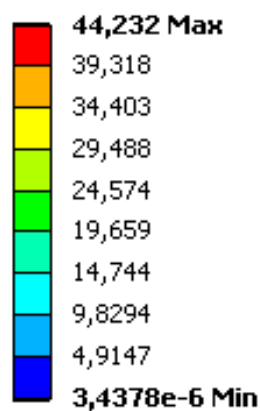
Vnější rádius



Obr. 42 - Detail A hypotéza Guestova

C: max3

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
24.4.2013 13:38



Obr. 43 - Napětí v detailu B

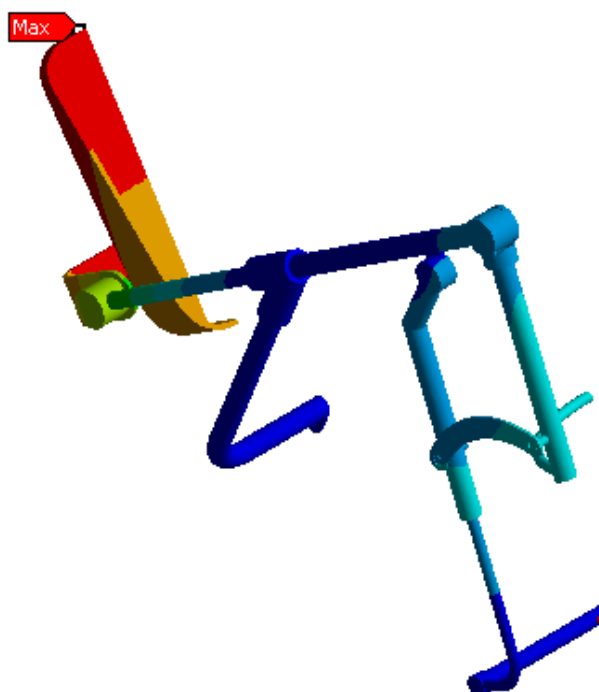
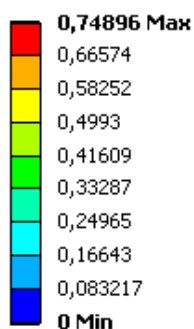
Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	24,1	0,8
26,8	27,9	19,4	19,6		

Tab. 9 - Sumarizace výsledků pro polohu MAX 3

6.4 POLOHA MAX 4

Definovaná v tab. 5. Celkový průhyb je zobrazen na obr. 44, výsledky v místě A na obr. 45 a obr. 46 a sumarizace výsledků pro tuto polohu je v tab. 10. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 47. Hodnota průhybu se již výrazně nemění oproti předchozí poloze.

D: max4
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
23.4.2013 14:17



Obr. 44 - Celkový průhyb

D: max4

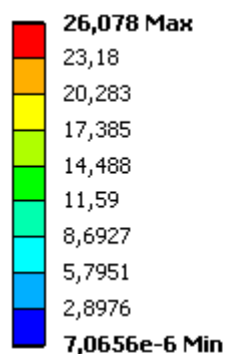
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

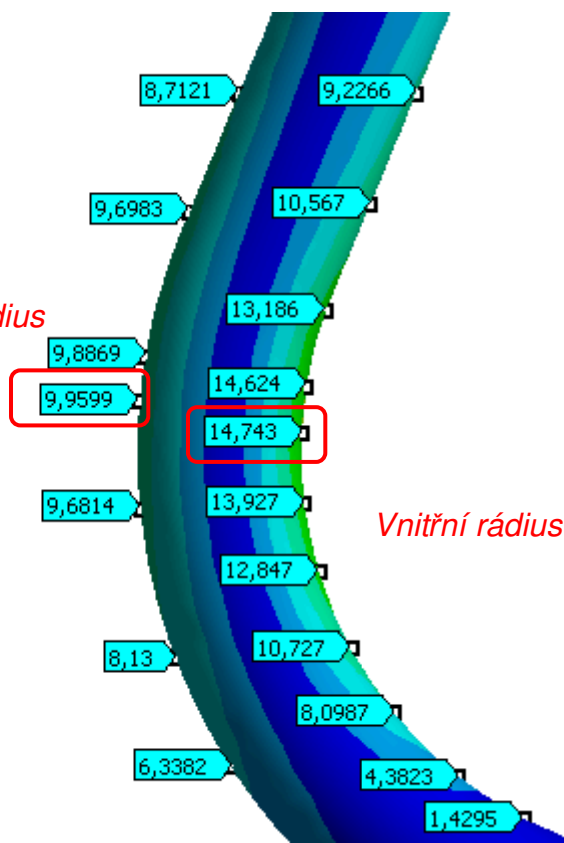
Unit: MPa

Time: 1

23.4.2013 14:13



Vnější rádius



Vnitřní rádius

Obr. 45 - Detail A hypotéza von Mises

D: max4

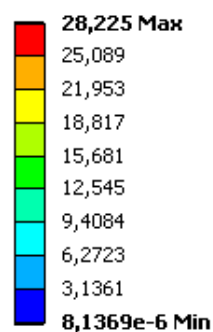
Stress Intensity

Type: Stress Intensity

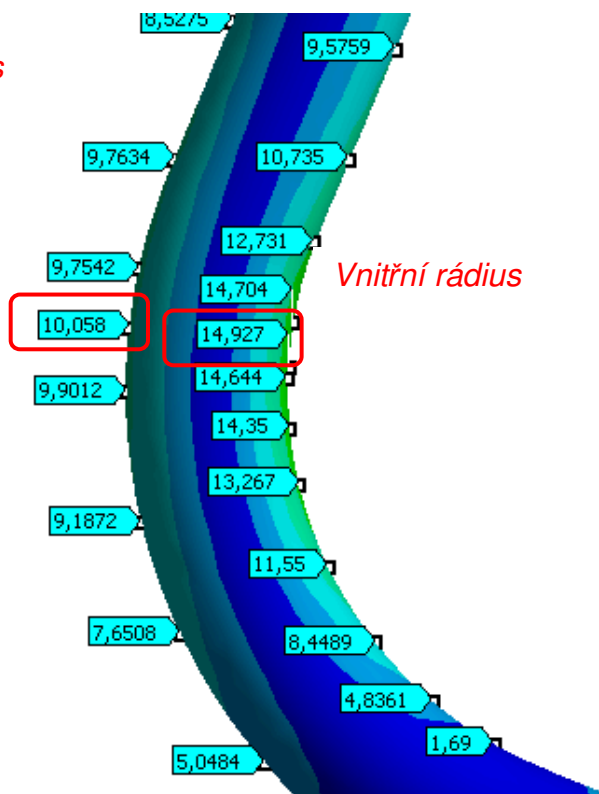
Unit: MPa

Time: 1

23.4.2013 14:15

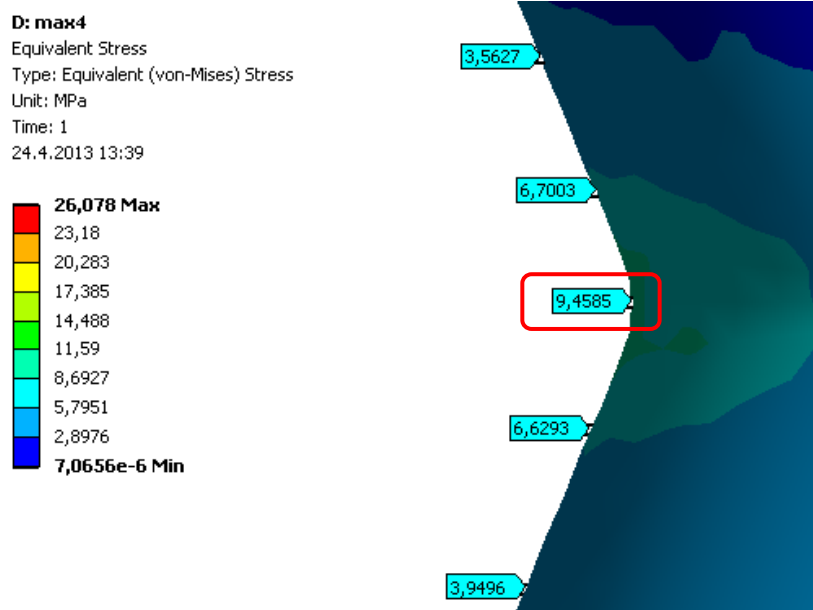


Vnější rádius



Vnitřní rádius

Obr. 46 - Detail A hypotéza Guestova



Obr. 47 - Napětí v detailu B

Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	9,5	0,75
14,7	14,9	9,6	10,0		

Tab. 10 - Sumarizace výsledků pro polohu MAX 4

6.5 POLOHA MAX 5

Celkový průhyb polohy MAX 5 (definovaná v tab. 5) je zobrazen na obr. 48. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 49 a obr. 50. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 51. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 11.

E: max5

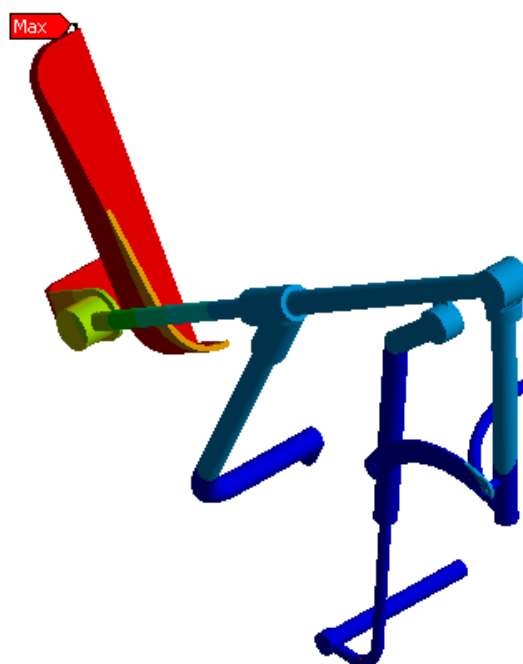
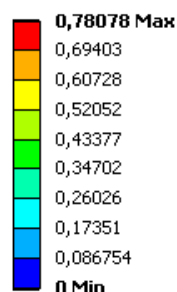
Total Deformation

Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1

23.4.2013 14:38



Obr. 48 - Celkový průhyb

E: max5

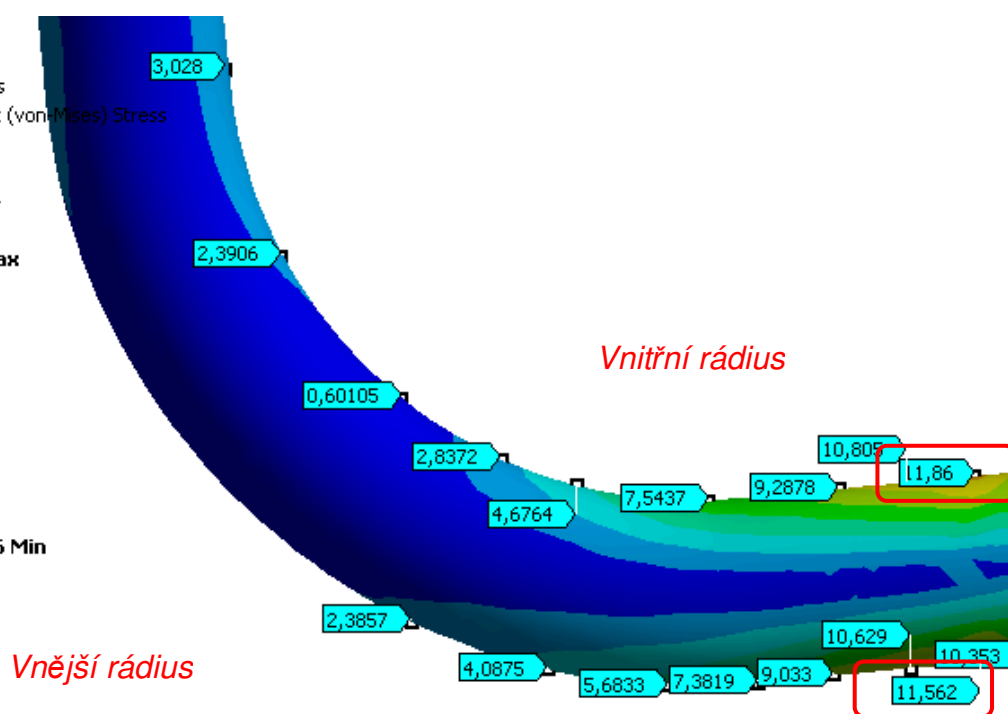
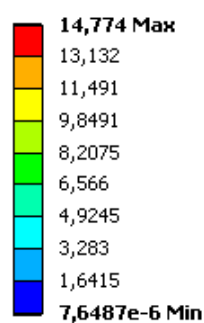
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

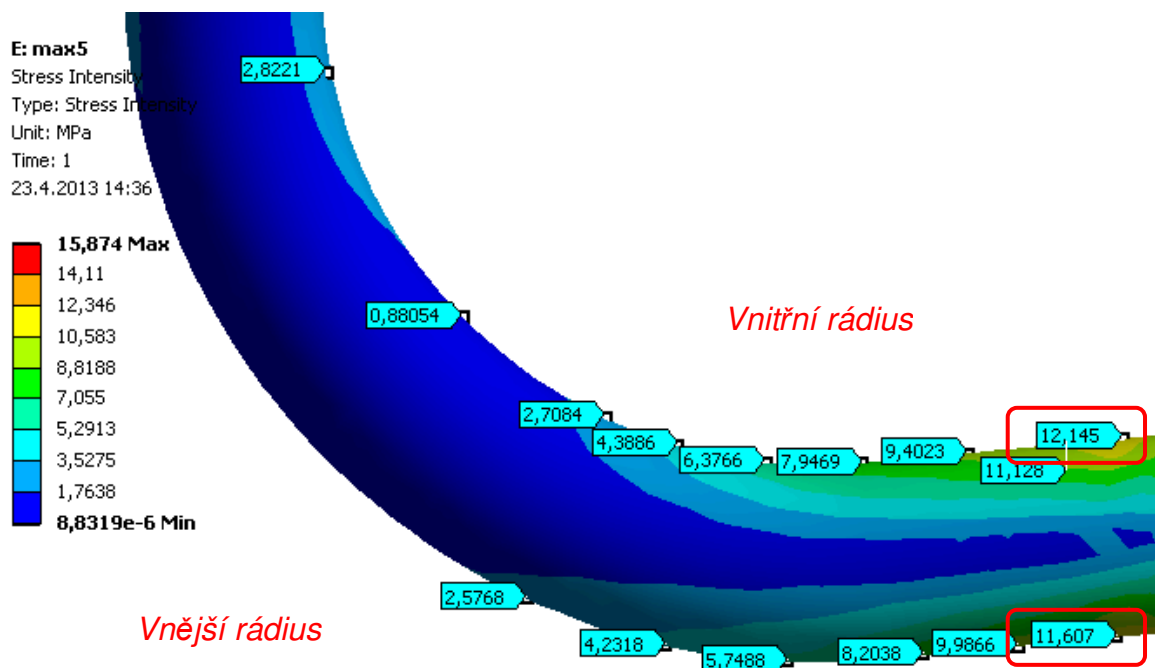
Unit: MPa

Time: 1

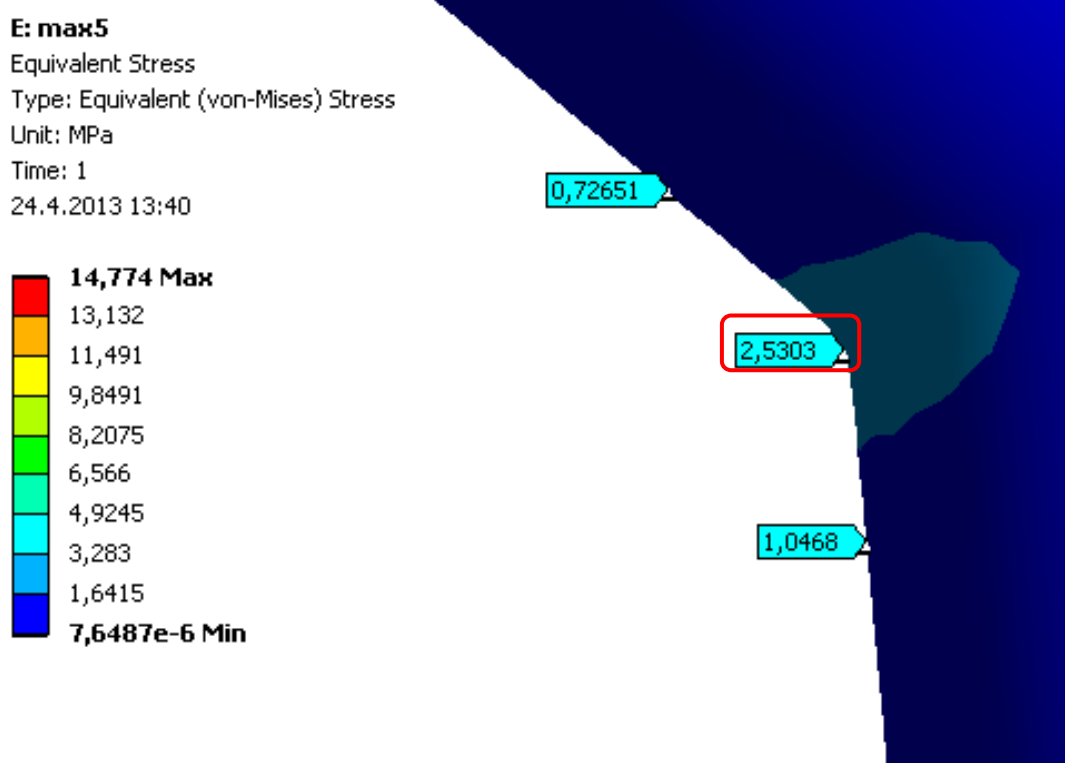
23.4.2013 14:34



Obr. 49 - Detail A hypotéza von Mises



Obr. 50 - Detail A hypotéza Guestova



Obr. 51 - Napětí v detailu B

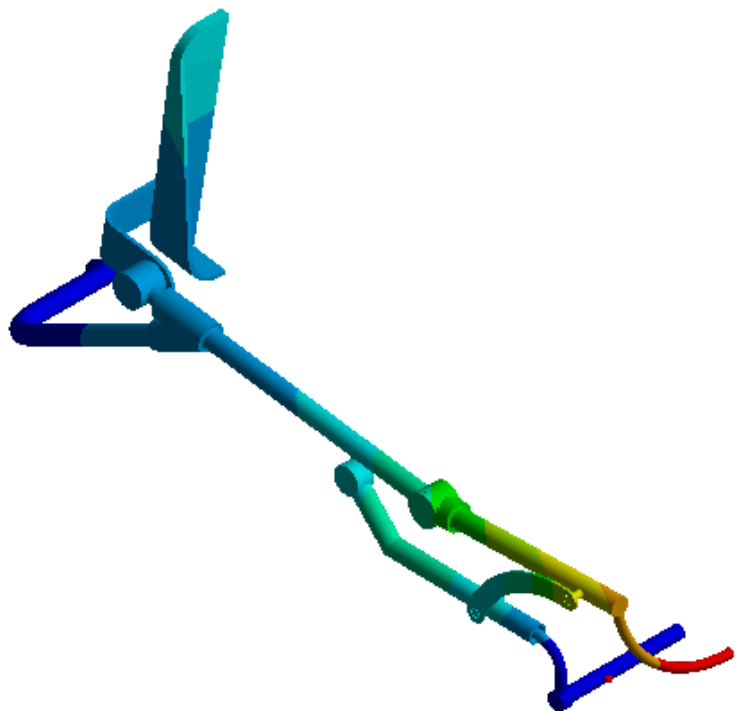
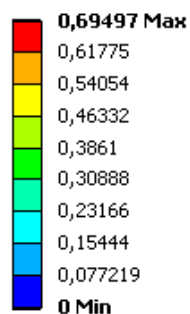
Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	2,5	0,78
11,9	12,1	11,6	11,6		

Tab. 11 - Sumarizace výsledků pro polohu MAX 5

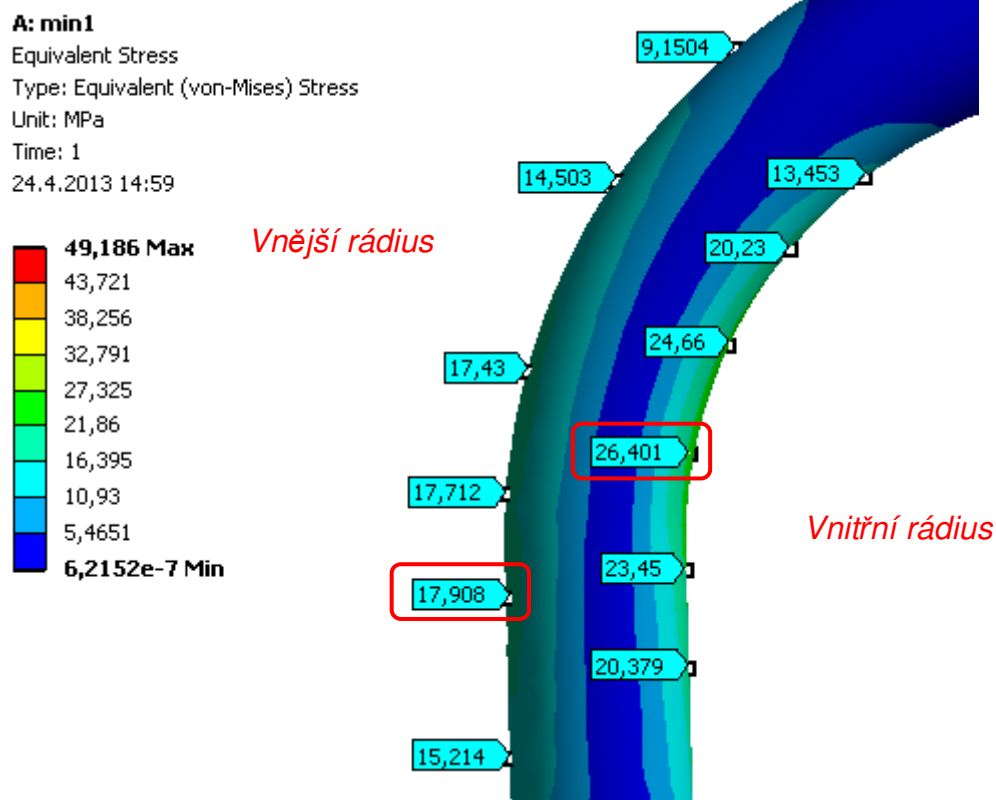
6.6 POLOHA MIN 1

Celkový průhyb polohy MIN 1 (definovaná v tab. 5) je zobrazena na obr. 52. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 53 a obr. 54. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 55. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 12.

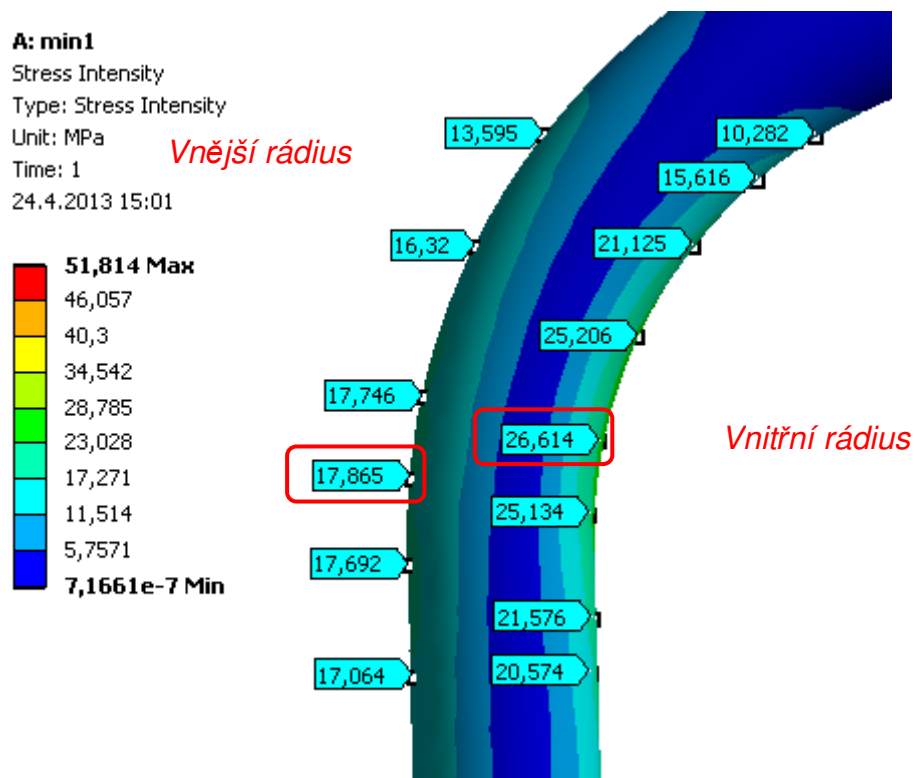
A: min1
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
24.4.2013 15:03



Obr. 52 - Celkový průhyb



Obr. 53 - Detail A hypotéza von Mises



Obr. 54 - Detail A hypotéza Guestova

A: min1

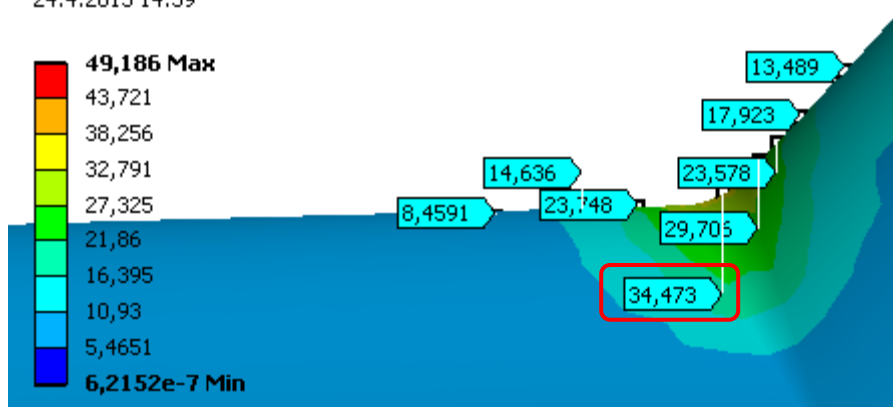
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

24.4.2013 14:59



Obr. 55 - Napětí v detailu B

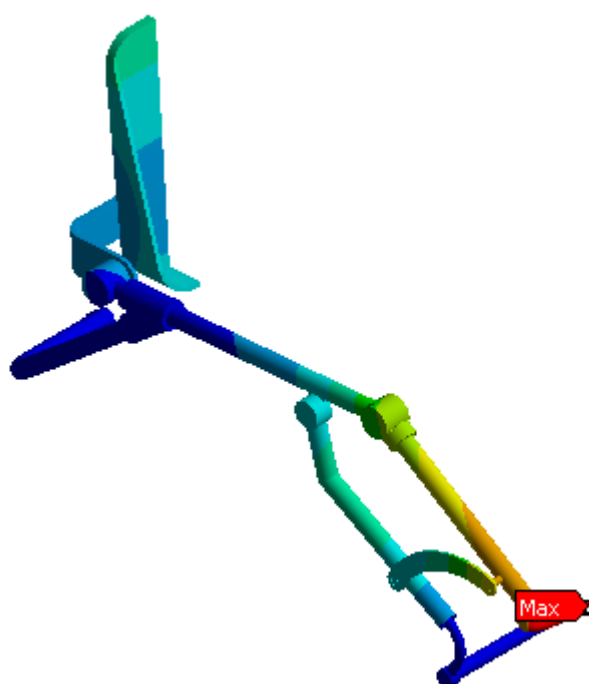
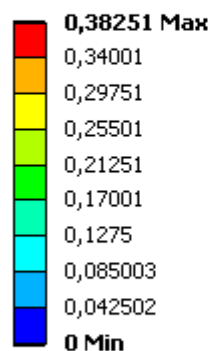
Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	34,5	0,69
26,4	26,6	17,9	17,9		

Tab. 12 - Sumarizace výsledků pro polohu MIN 1

6.7 POLOHA MIN 2

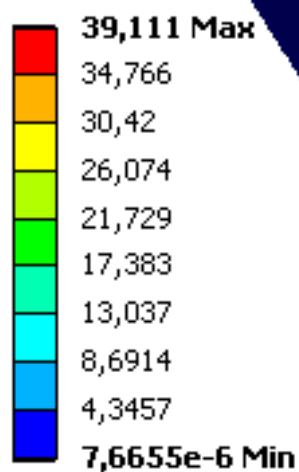
Celkový průhyb polohy MIN 2 (definovaná v tab. 5) je zobrazena na obr. 56. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 57 a obr. 58. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 59. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 13.

B: min2
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
24.4.2013 13:08

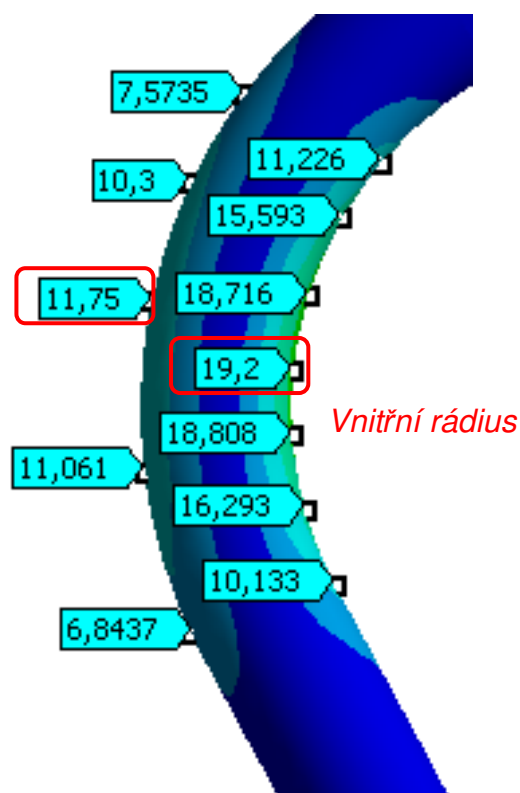


Obr. 56 - Celkový průhyb

B: min2
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
24.4.2013 13:10



Vnější rádius



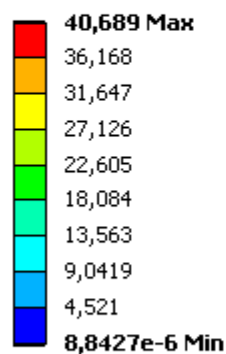
Obr. 57 - Detail A hypotéza von Mises



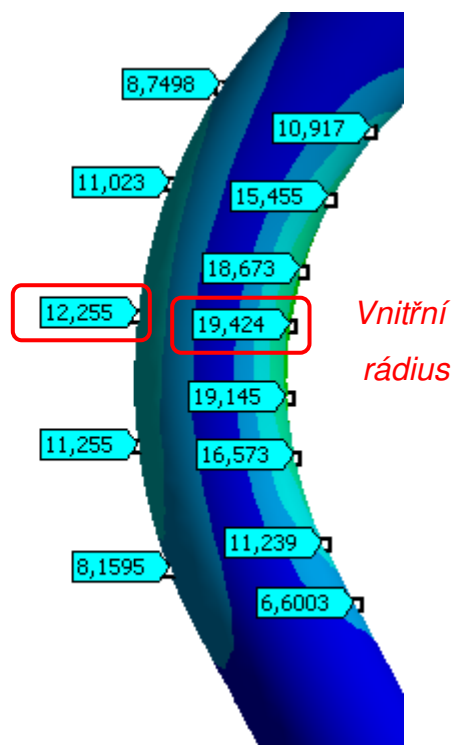
VŠB - TUO

B: min2

Stress Intensity
Type: Stress Intensity
Unit: MPa
Time: 1
24.4.2013 13:13



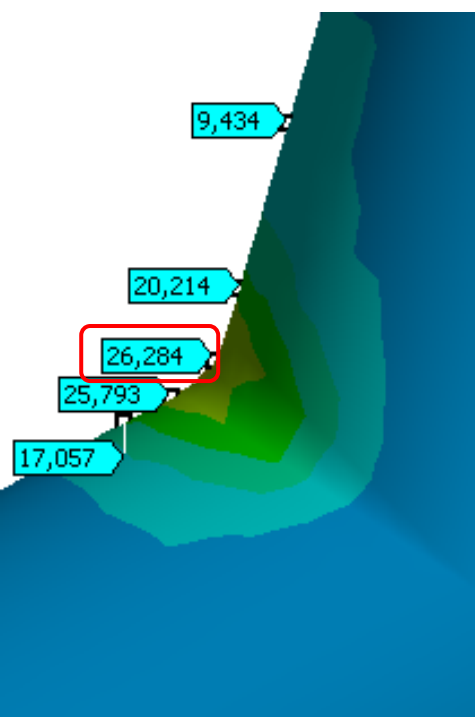
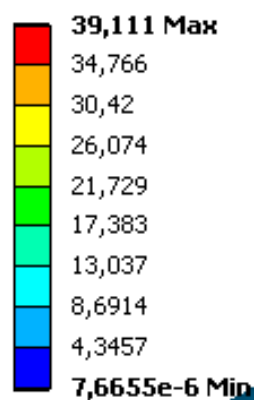
Vnější rádius



Obr. 58 - Detail A hypotéza Guestova

B: min2

Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
24.4.2013 13:41



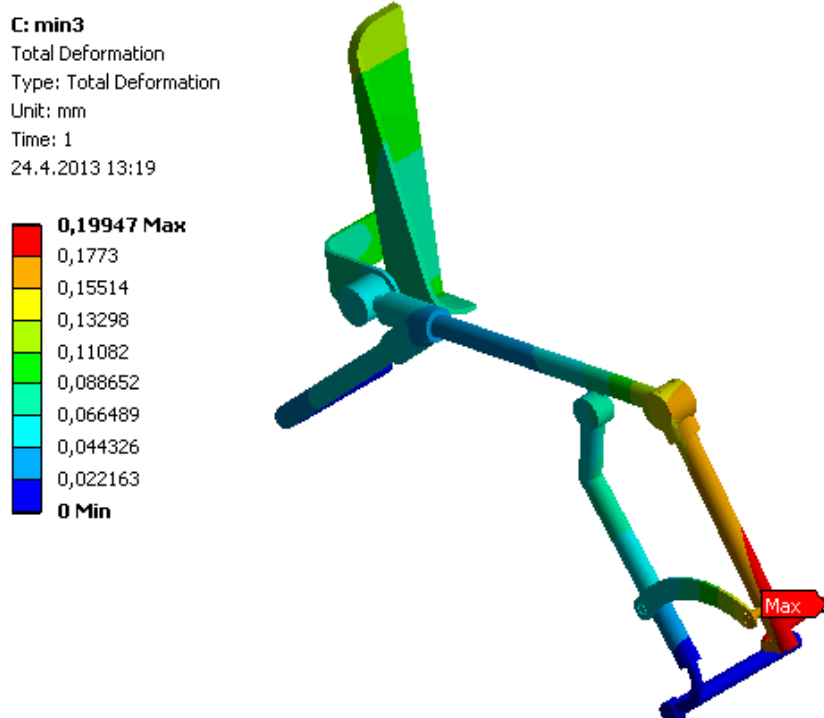
Obr. 59 - Napětí v detailu B

Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	26,3	0,38
19,2	19,4	11,8	12,3		

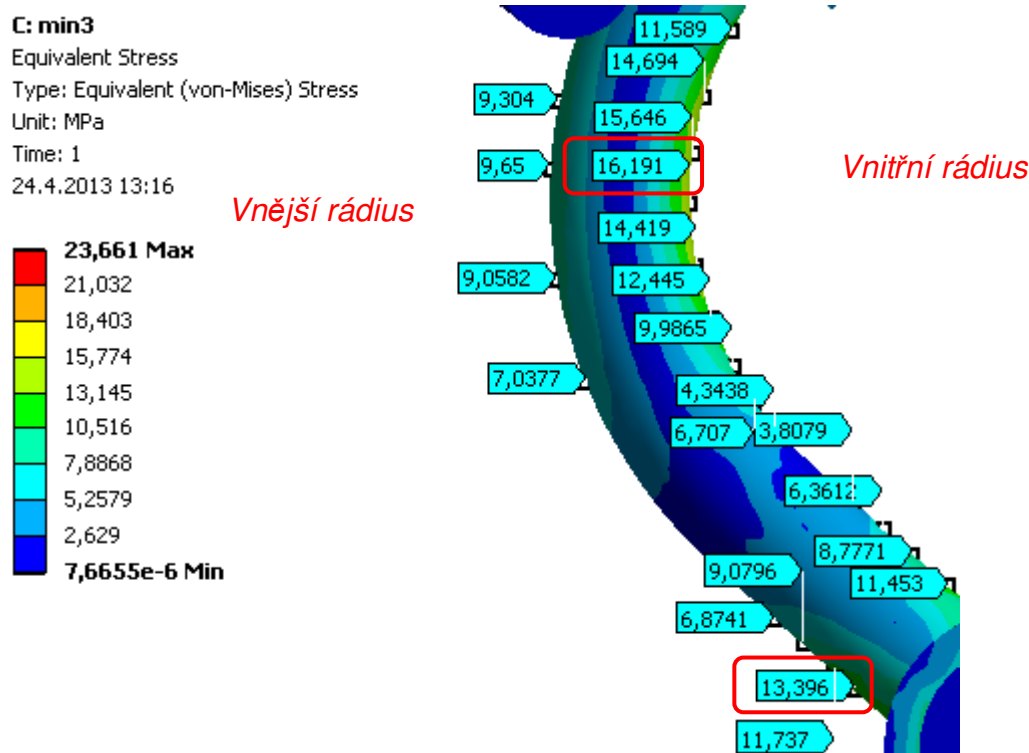
Tab. 13 - Sumarizace výsledků pro polohu MIN 2

6.8 POLOHA MIN 3

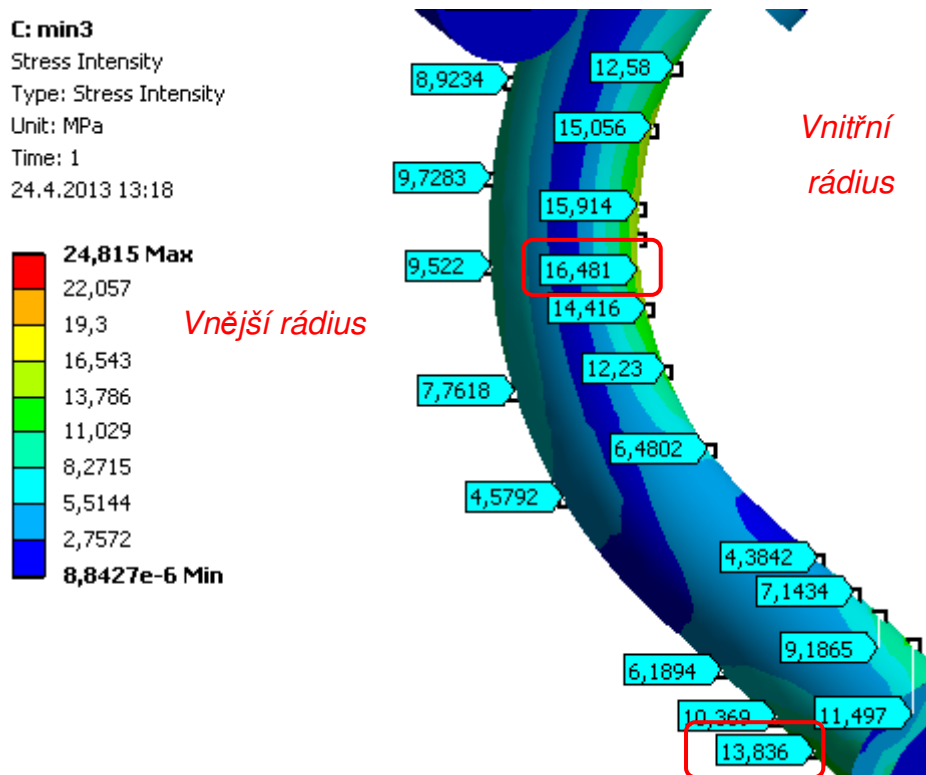
Celkový průhyb polohy MIN 3 (definovaná v tab. 5) je zobrazena na obr. 60. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 61 a obr. 62. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 63. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 14.



Obr. 60 - Celkový průhyb



Obr. 61 - Detail A hypotéza von Mises



Obr. 62 - Detail A hypotéza Guestova



C: min3

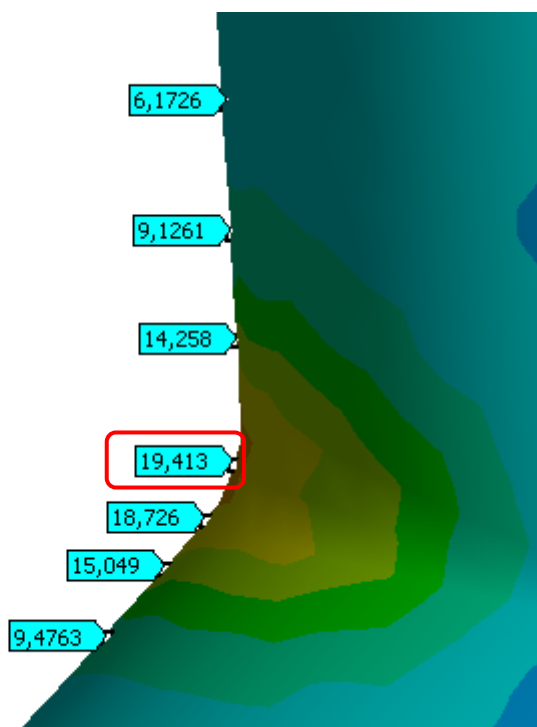
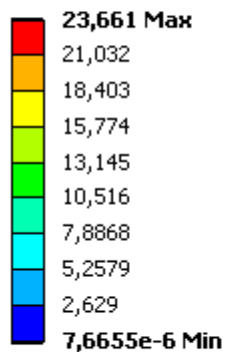
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

24.4.2013 13:42



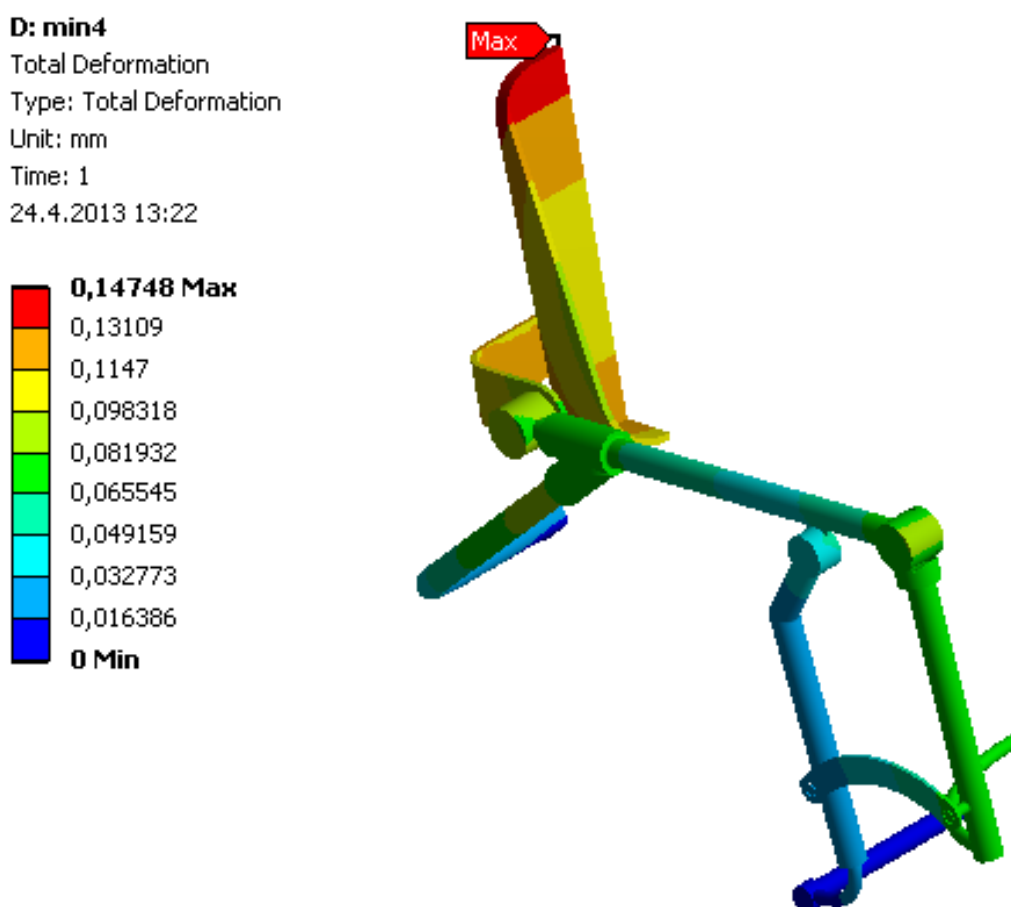
Obr. 63 - Napětí v detailu B

Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	19,4	0,2
16,2	16,5	13,4	13,8		

Tab. 14 - Sumarizace výsledků pro polohu MIN 3

6.9 POLOHA MIN 4

Celkový průhyb polohy MIN 4 (definovaná v tab. 5)je zobrazena na obr. 64. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 65 a obr. 66. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 67. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 15.



Obr. 64 - Celkový průhyb

D: min4

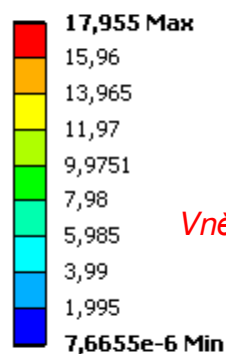
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

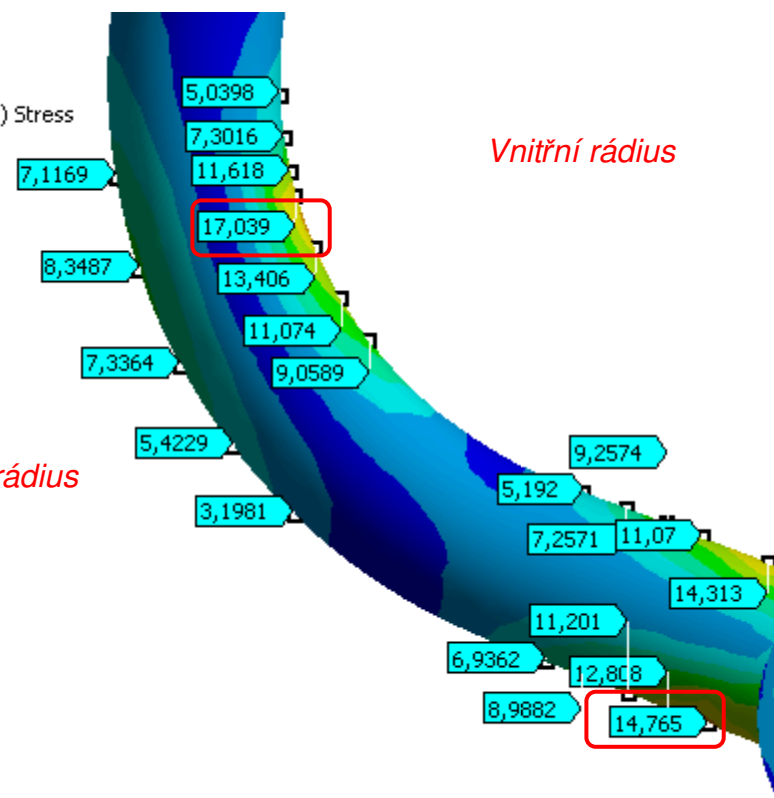
Time: 1

24.4.2013 13:22



Vnější rádius

Vnitřní rádius



Obr. 65 - Detail A hypotéza von Mises

D: min4

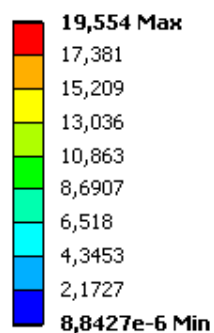
Stress Intensity

Type: Stress Intensity

Unit: MPa

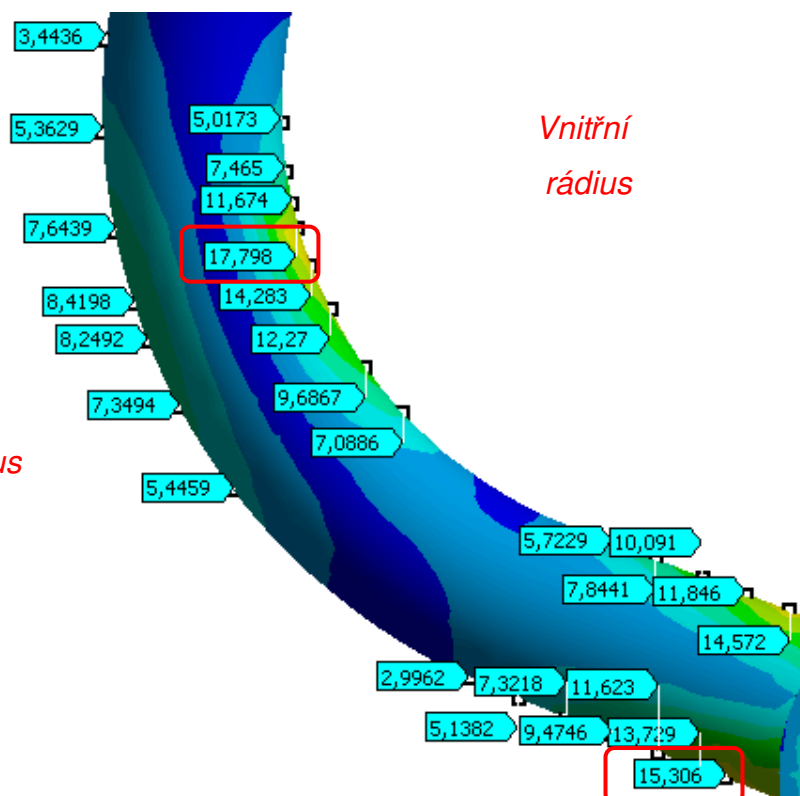
Time: 1

24.4.2013 13:25



Vnější rádius

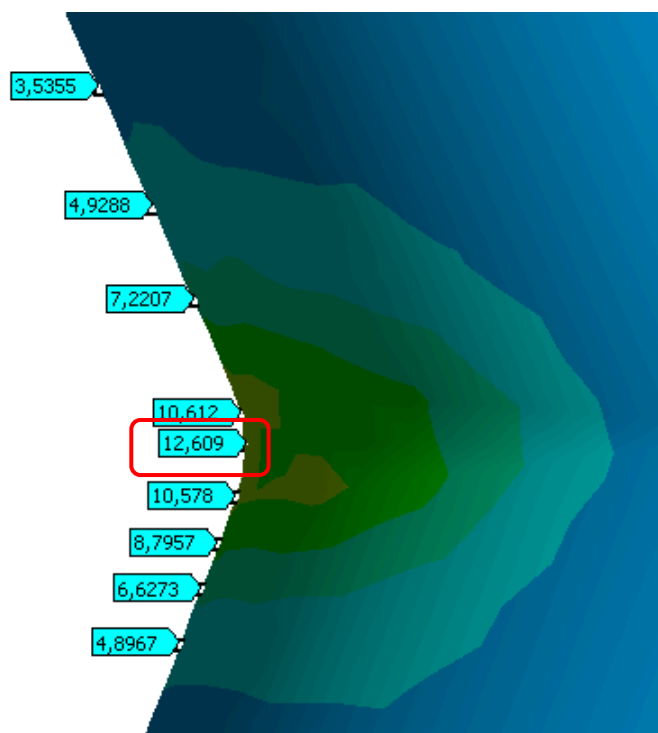
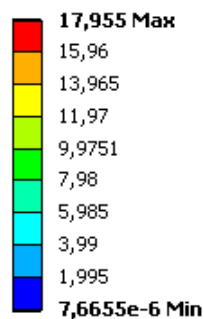
Vnitřní
rádius



Obr. 66 - Detail A hypotéza Guestova



D: min4
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 24.4.2013 13:42



Obr. 67 - Napětí v detailu B

Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	12,6	0,15
17	17,8	14,8	15,3		

Tab. 15 - Sumarizace výsledků pro polohu MIN 4

6.10 POLOHA MIN 5

Celkový průhyb polohy MIN 5 (definovaná v tab. 5) je zobrazena na obr. 68. Výsledky napětí v místě detailu A pro obě napěťové hypotézy jsou zobrazeny na obr. 69 a obr. 70. Výsledek napětí v detailu B je na obr. 71. Sumarizace těchto výsledků je provedena v tab. 16.

E: min5

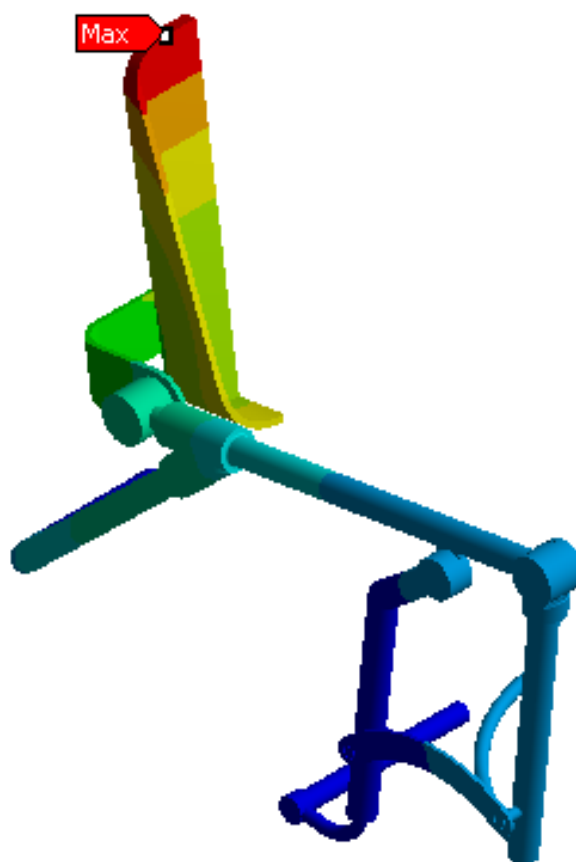
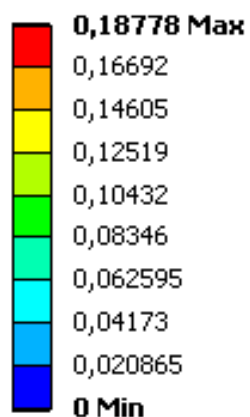
Total Deformation

Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1

24.4.2013 13:32



Obr. 68 - Celkový průhyb

E: min5

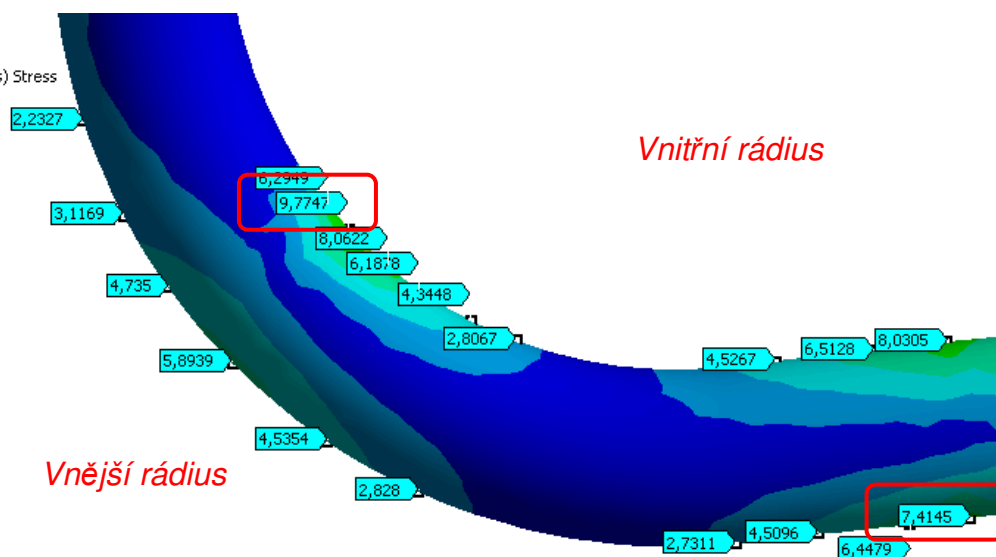
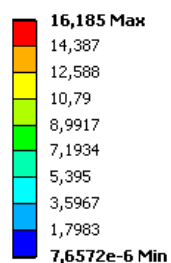
Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

24.4.2013 13:30



Obr. 69 - Detail A hypotéza von Mises

E: min5

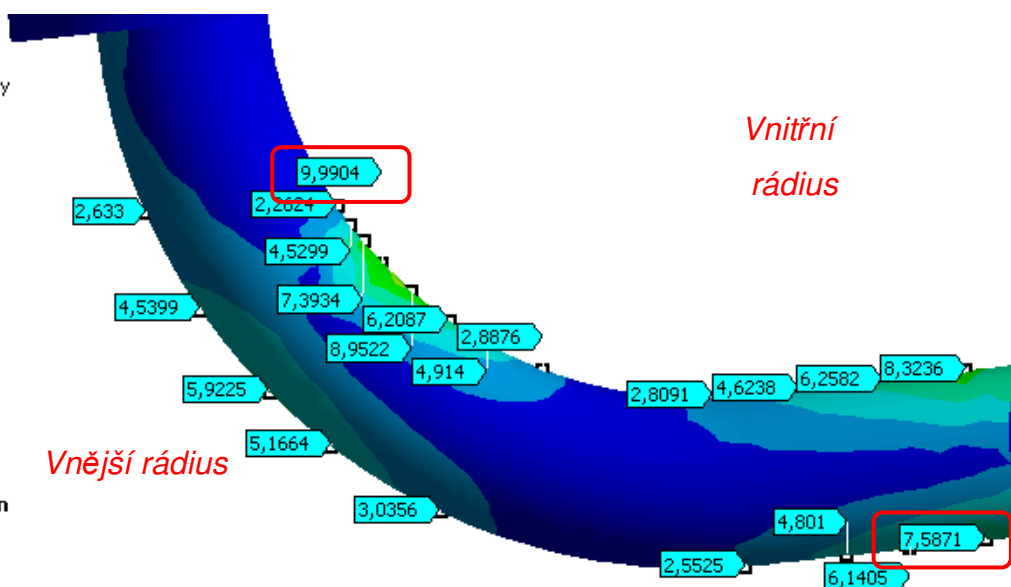
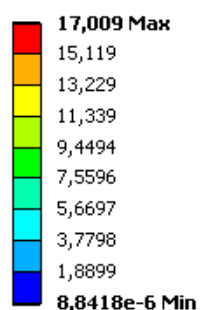
Stress Intensity

Type: Stress Intensity

Unit: MPa

Time: 1

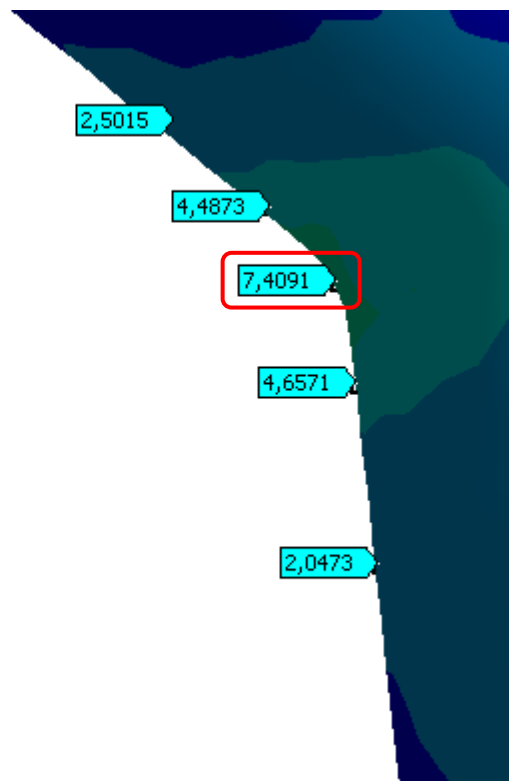
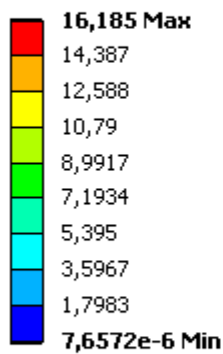
24.4.2013 13:31



Obr. 70 - Detail A hypotéza Guestova



E: min5
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 24.4.2013 13:43



Obr. 71 - Napětí v detailu B

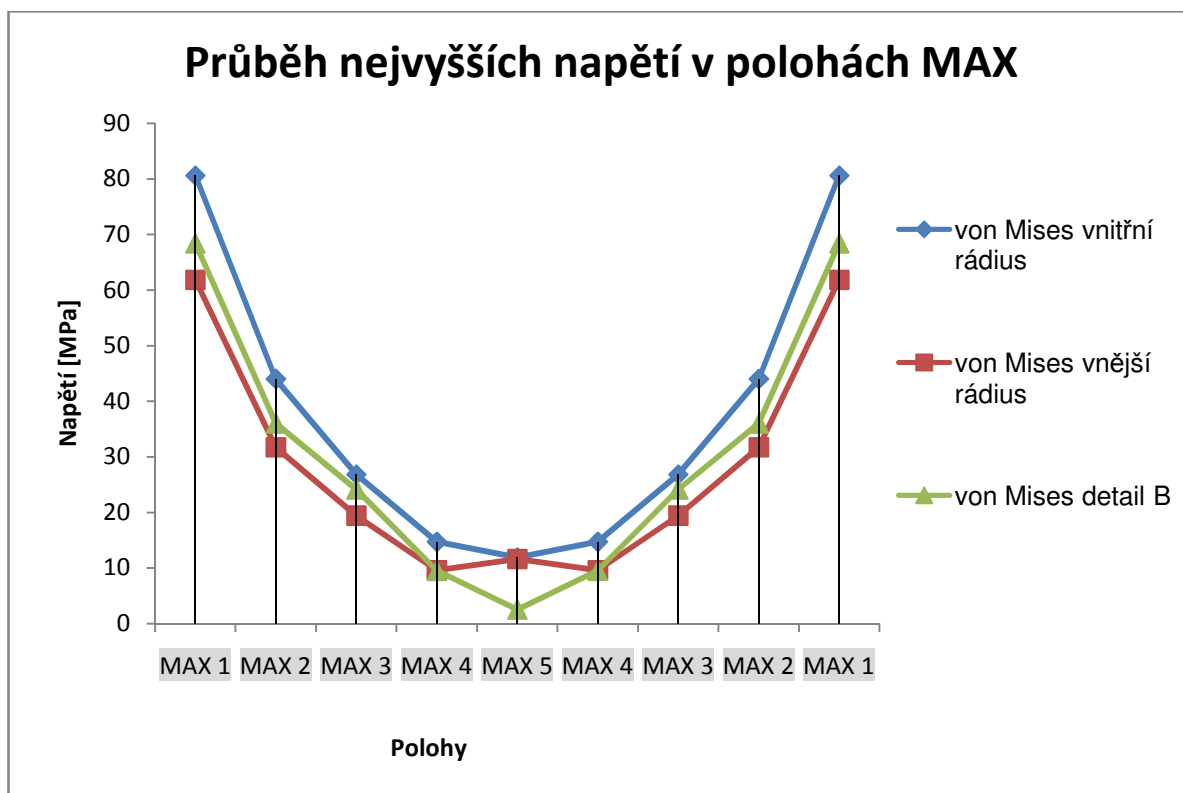
Detail A vnitřní rádius		Detail A vnější rádius		Detail B napětí von Mises [MPa]	Celkový průhyb [mm]
Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	Napětí von Mises [MPa]	Napětí podle Guesta [MPa]	7,4	0,15
9,8	10,0	7,4	7,6		

Tab. 16 - Sumarizace výsledků pro polohu MIN 5

6.11 GRAFICKÉ VYHODNOCENÍ

V grafickém znázornění se jedná o spojení dosavadních výsledků v rámci celé periody pohybu, tedy od polohy MAX 1 do MAX 5 a zpět do MAX 1 (definované v tab. 5). Stejný způsob je zvolen i pro výsledky poloh MIN. Do grafického znázornění se uvažují výsledky z tabulek 7 až 16, tedy nejvyšší hodnoty napětí získané z obrázků výsledků. Z grafu 3 a grafu 4 je možné vidět, jak se napětí snižují v závislosti na poloze. Čím více skrčená v kolenu motodlahy je, tím menší zátěž na obě nejvíce namáhána místa (detail A a detail B). Lze tedy s jistotou říct, že nejhorší pozice pro motodlahu jsou v nejnižších polohách. Průhyby jsou srovnány v grafu 5.

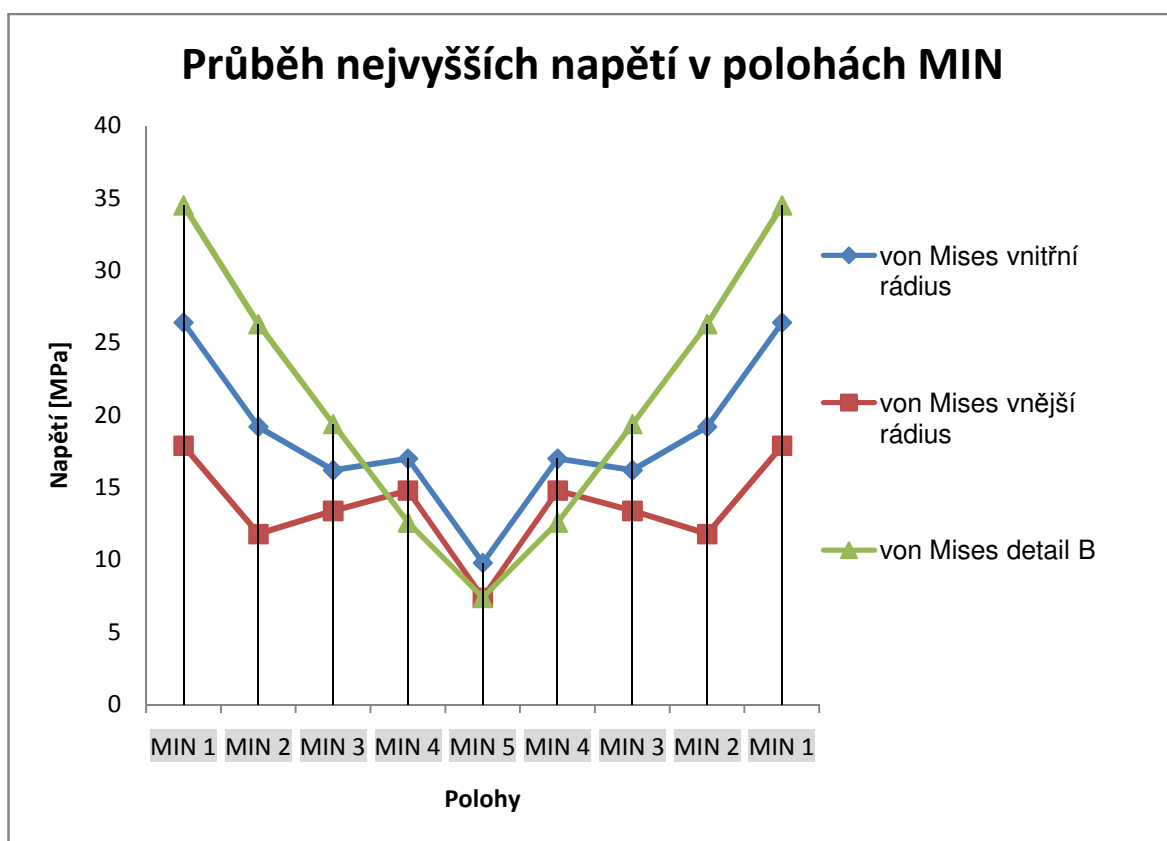
V grafu 3 je možné si povšimnout skoku napětí na vyšší hodnotu v poloze MAX 5 pro vnější rádius. Je to dáno tím, že v této poloze je rameno stehenní části téměř svislé, a nejvyšší napětí na vnějším rádiu se přesune blíže k základně motodlahy, viz obr. 49. Jak bylo zmíněno výše, grafy porovnávají nejvyšší napětí, nehledě kde na rameni stehenní části jsou. Lze tedy říci, že celkově nejvyšší napětí jaké lze na motodlaze vyvinout s danými předpoklady (člověk vážící 160 kg velmi vysoké postavy) je 80,6 MPa v poloze kdy noha leží, tedy poloha MAX 1



Graf 3 - Průběh nejvyšších napětí v polohách MAX

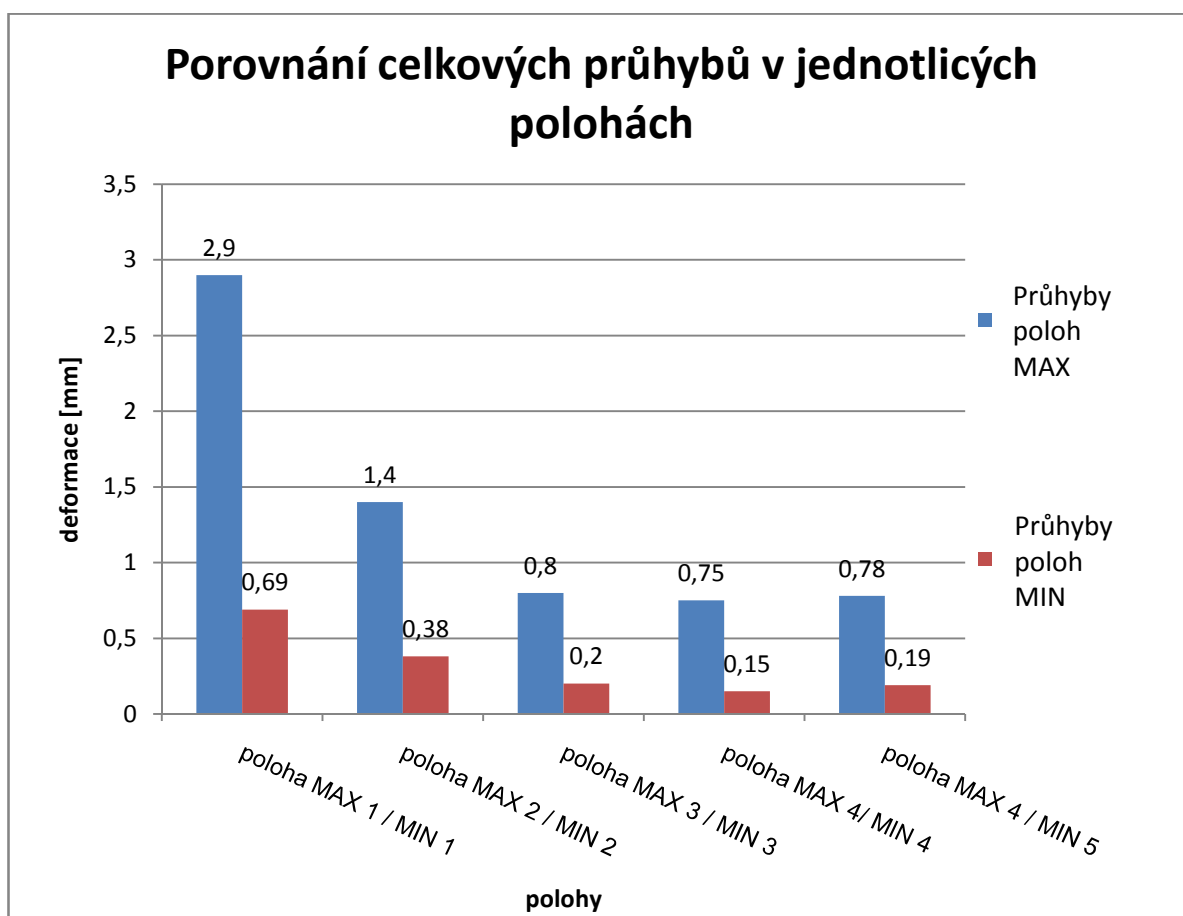
V grafu 3 je průběh napětí odlišný od grafu pro polohy MAX. Při pohybu v minimálním nastavení se totiž rameno stehenní části natáčí, v porovnání s maximálním nastavením, rychleji a dojde do svislého směru dříve. Také pro minimální nastavení platí, že se do výsledků berou pouze nejvyšší napětí

Napětí, kterých je dosaženo v minimálním nastavení, jsou výrazně nižší. Je to z důvodů menších momentových účinků, neboť ramena, na kterých síly působí, jsou menší. Přesto stejně jako v maximálním nastavení je nejvyššího napětí dosaženo v poloze MIN 1 a to 34,5 MPa.



Graf 4 - Průběh nejvyšších napětí v polohách MIN

Pro srovnání celkových průhybů nemá žádnou vypovídající hodnotu, kdyby byly zobrazeny jako napětí. Je to z důvodů toho, že se nejvyšší deformace přesune ze zadního rámu na opěrku paty, což jsou odlišné části, zatímco napětí se srovnává na stejné součásti. Je tedy zvoleno srovnání průhybů odpovídajících si poloh MIN a MAX. Deformace v jednotlivých polohách jsou si odpovídající, takže se srovnává stejné místo. V grafu je vidět, že nejvyšší průhyby se vyskytují v poloze 1. Proporcionálně však je deformace téměř pět krát vyšší pro MAX 1 vůči poloze MIN 1. Průhyby ostatních poloh jsou o výrazně menší. Proporcionálně vůči sobě přibližně čtyři krát.

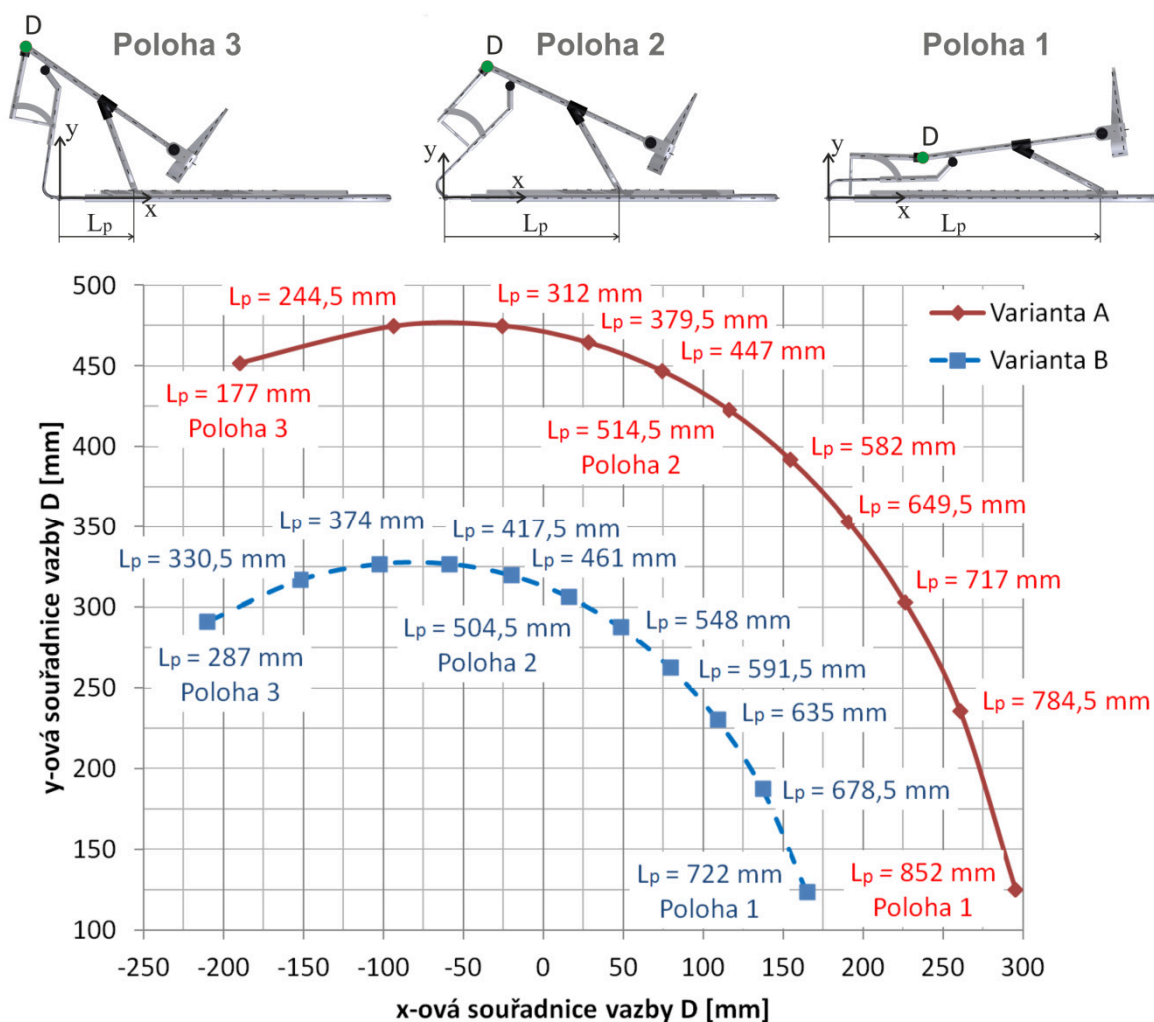


Graf 5 - Porovnání celkových průhybů v jednotlivých polohách

6.12 VYBRANÉ VÝSLEDKY ANALÝZY V PROGRAMU ADAMS

Tato kapitola je výsledkem spolupráce s kolegou Bc. Theisz Günther, který pracoval na diplomové práci nazvané Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii - kinematika a dynamika [12].

6.12.1 Trajektorie vazby D v místě kolenního kloubu



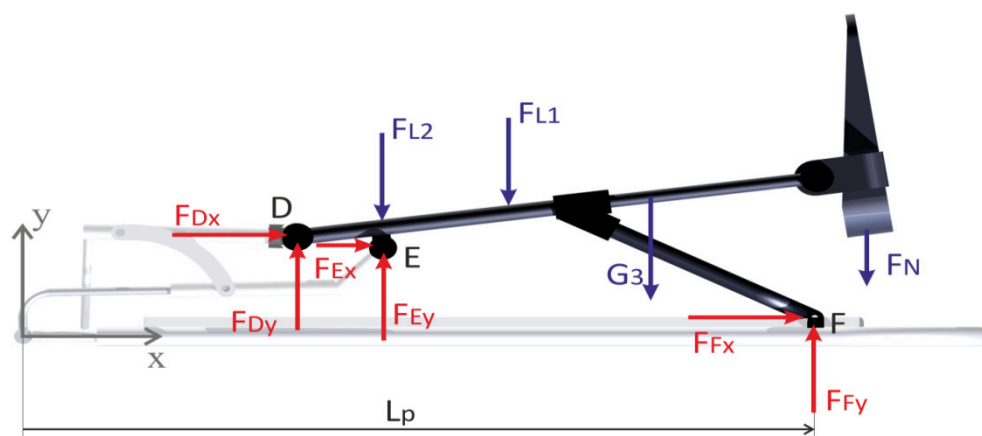
Obr. 72 - Trajektorie vazby D v globálním souřadném systému [12]

Na obr. 72 je zobrazen průběh x-ové a y-ové souřadnice vazby D v místě kolenního kloubu pro jednotlivé varianty nastavení motodlahy. Pro variantu MAX je rozsah x-ové souřadnice vazby D 485,14 mm a pro variantu je rozsah 375,5 mm. V obou případech

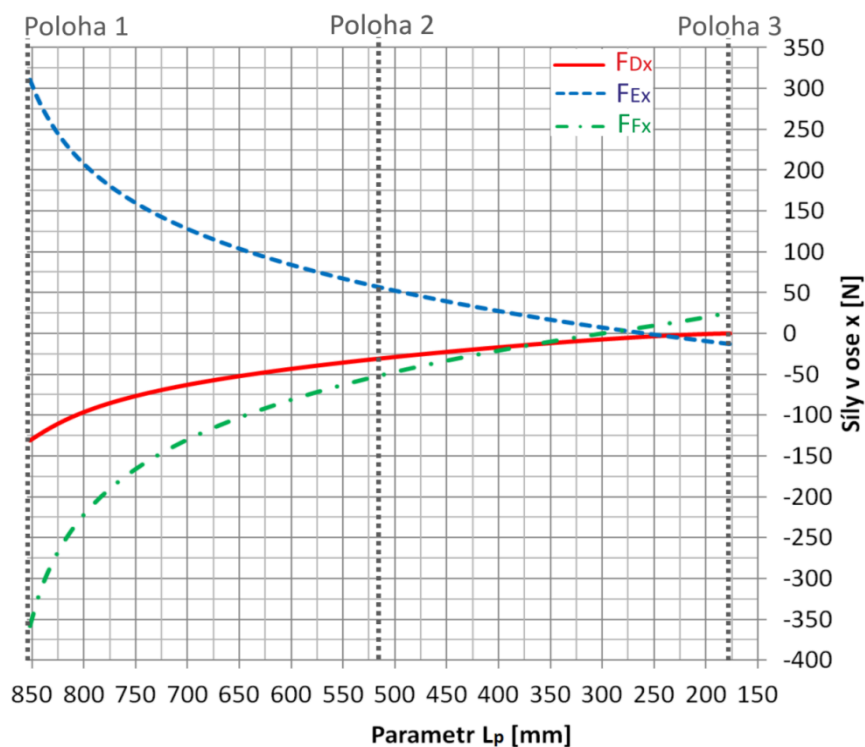
hodnoty y-ové souřadnice při flexi narůstají a při přiblížení ke krajní poloze 3 mírně klesají. Znázorněna trajektorie kolenního kloubu může sloužit k porovnání s novou konstrukcí motodlahy nebo k posouzení anatomicky správného pohybu končetiny.

6.12.2 Rozbor zatížení vybraného členu

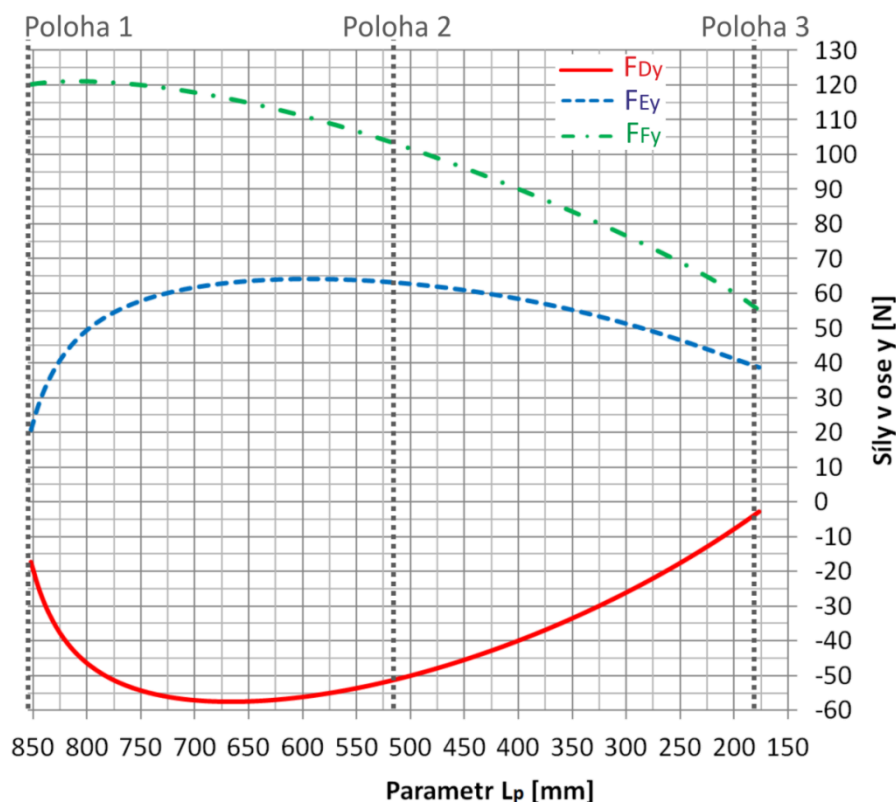
Na následujících grafech je vyznačen průběh sil ve vazbách na vybraném členu, viz obr. 2.1, v ose x, viz obr. 2.2 a v ose y, viz obr. 2.3. Grafy mohou být nápomocné u řešení pevnostní analýzy jednotlivých členů při aplikaci sil v různých polohách nebo při definování průběhu působících sil pro únavovou analýzu.



Obr. 73 - Reakce ve vazbách vybraného členu [12].



Graf 6 - Průběh sil v ose x [12].



Graf 7 – Průběh sil v ose y

6.13 ZHODNOCENÍ

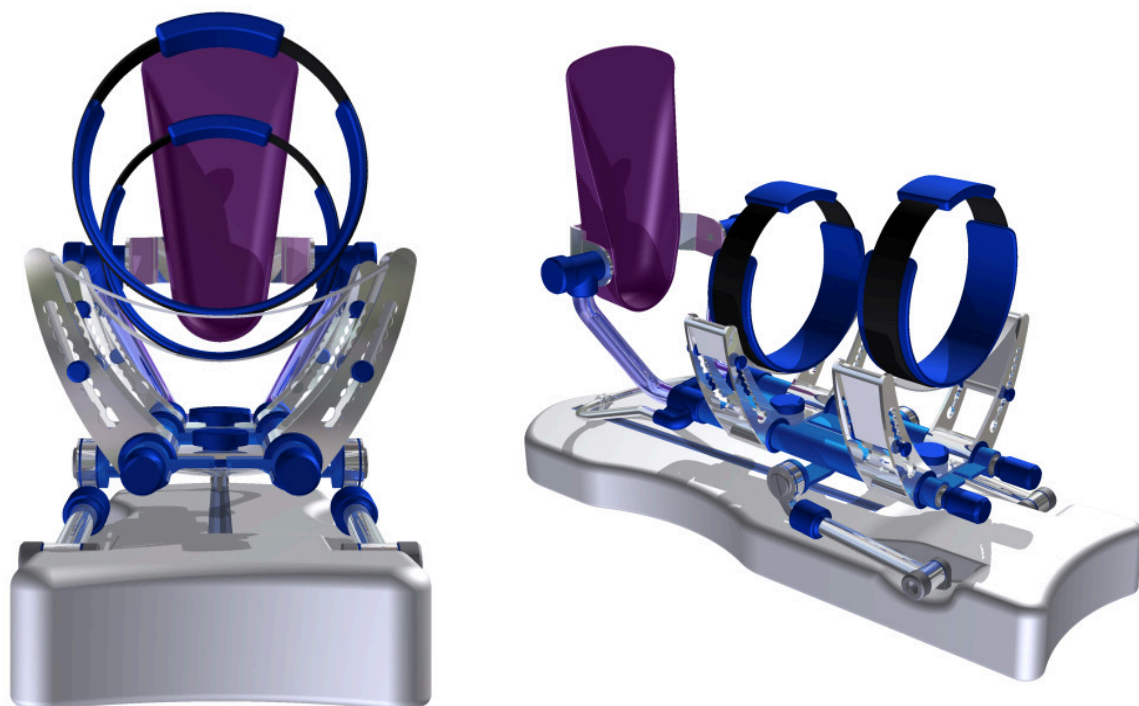
Výsledky diplomové práce vedou k poznatku, že motodlaha pevnostně vyhoví nárokům, kterým může být při provozu vystavena. Uvažovaná (velmi těžký a dlouhý pacient) zátěž vyvolá v motodlaze nejvyšší napětí 80,6 MPa a to v nejnižší poloze MAX 1. Nejvyššího průhybu je také docíleno v nejnižší poloze MAX 1 a to 2,9 mm. Mez kluzu Duralu je 300 MPa. Je to velmi odolný materiál a takovéto opakované prohýbání se neprojeví na trvalé změně tvaru, která by omezila efektivní funkci motodlahy. Je nutné vzít v úvahu, že většina populace nesplňuje předpokládanou hmotnost, se kterou byla tato analýza provedena, a tak v praxi bude zátěž nižší, než uvažovaný krajní případ. Vyskytne-li se přesto pacient, který by byl těžší než uvažovaných 160 kg, tak motodlaha snese i větší zátěž a její správná funkce bude zachována.

7 PROTOTYP NOVÉ MOTODLAHY

Analyzovaná motodlaha již existuje a je v současné době používána k rehabilitaci ve Fakultní Nemocnici Ostrava. Reálná motodlaha je zobrazena na obr. 74 [13]. Problém aplikace této motodlahy nastává v momentě, kdy pacient má na noze fixátor k léčbě zlomeniny. Noha s fixátorem okolo ní se nevejde do motodlahy a výsledný pohyb nedokáže nohu zcela propnout. V případě léčby několika týdnů, či měsíců se tato skutečnost projeví ve zkrácení šlach. Z tohoto důvodu se pracuje na novém modelu, který bude funkčně vylepšen, aby tento problém nenastal. Prototyp nové motodlahy je zobrazen na obr. 75.



Obr. 74 - Reálné provedení motodlahy [13]



Obr. 75 - Prototyp nové motodlahy



8 ZÁVĚR

Diplomová práce si kladla za cíl určit pevnostní analýzou nejhorší pozici pro motodlahu a nejvíce namáhané části motodlahy. V úvodu práce byl proveden rozbor zatížení lidské nohy na motodlahu, vliv změny zatížení podle polohy motodlahy a také rozebrána kinematika pohybu motodlahy. Byly vymezeny dvě mezní nastavení pro motodlahu a pro tato nastavení byly vybrány polohy z kontinuálního pohybu motodlahy, na kterých se provedla pevnostní analýza. Celkem bylo vybráno pět poloh pro maximální a minimální mezní nastavení.

V části věnované modelu motodlahy byly provedeny úpravy modelu, předně aplikace rovinné symetrie a úprava ostrých hran způsobující velkou koncentraci napětí. Model byl dále připravován pro výpočet metodou MKP a byla vytvořena síť konečných prvků. Síť musela být dostatečně jemná, zvláště v důležitých místech, jako jsou kontakty a nejvíce namáhané části. V modelu byly použity také kontakty. Dva kontakty bez tření aplikované na rozpěrku a součásti, ke kterým je připevněna. Dále pak kontakt simulující pevné spojení stehenní části a ramene stehenní části. Před výpočtem bylo třeba zavést okrajové podmínky a síly. Celý model byl uvažován z materiálu Dural.

Na připravených modelech jednotlivých poloh byla provedena napětově deformační analýza. Z výsledků byly identifikovány dvě součásti, na kterých bylo dosaženo nejvyšších napětí v každé poloze. Na obr. 29 na straně 42 jsou tato místa označena jako detail A a B. Byla také zjišťován nejvyšší průhyb v milimetrech. V detailu se hledala nejvyšší napětí na vnitřní a vnější straně ramene, a to pro dvě napětové hypotézy, kterými jsou Guestova a von Misesova hypotéza. V detailu B se zjišťovalo již jen napětí podle von Misesovi hypotézy.

Jako nejkritičtější poloha, které může motodlaha dosáhnout, byla identifikována poloha MAX 1. Je tomu tak, neboť zde působí nejvyšší zátěž a nejdelší ramena, tudíž jsou momentové účinky zatížení nejvyšší. Podle von Misesovi hypotézy zde bylo nejvyšší napětí 80,6 MPa v detailu A v místě vnitřního rádiusu. Stejně tak bylo v této poloze dosaženo nejvyššího průhybu a to 2,9 mm na zadním rámu. S následujícími polohami se napětí snižovalo, protože se snižovala hodnota síly od stehna a také se zmenšovala ramena



momentových účinků. Vlivem zmenšování síly od stehna došlo k tomu, že se nejvyšší průhyb na modelu přesunul ze zadního rámu na opěrku paty, kde deformace dosahovala více méně stejných hodnot.

Polohy simulující minimální mezní nastavení dosahovali v porovnání s maximálním mezním nastavením již výrazně menších hodnot. Nejvyšší napětí v poloze MIN 1 v detailu A je 26,4 MPa podle von Misesovi hypotézy. Jedná se tedy o téměř třikrát menší napětí, než v případě polohy MAX 1. Deformace na modelu byli již mnohokrát menší (3x až 5x), než celkový průhyb ve stejné poloze v případě poloh MAX.

Diplomová práce je součástí výzkumné a vývojové aktivity VŠB – TUO. Projekt se nazývá Zevní Fixace MPO – FR – TI3/818. Na projektu se podílí Fakultní Nemocnice Ostrava, Úrazová nemocnice v Brně a výrobce lékařských nástrojů MEDIN a.s. (Nové Město na Moravě). Výsledkem této spolupráce by měla být nová, funkčně vylepšená a esteticky příjemnější motodlaha. Její prototyp je ukázán na stránce 77 na obr. 75. Výsledky diplomové práce byly také publikovány na konferenci 15th International Scientific Conference Applied Mechanics 2013 v České Republice viz příloha 2 a budou také publikovány ve sborníku Fakulty Strojní VŠB-TUO viz příloha 3.

9 SEZNAM POUŽITÝCH PRAMENŮ

- [1] MEDICALEXPO. [online]. [cit. 2013-02-28]. Dostupné z: <http://www.medicalexpo.com/prod/chinesport/hip-and-knee-continuous-passive-motion-devices-68032-437067.html>
- [2] Wisegeek. GAUDET, Henry. 2003-2013 CONJECTURE CORPORATION. [online]. [cit. 2013-02-28]. Dostupné z: <http://www.wisegeek.com/what-is-a-continuous-passive-motion-machine.htm>
- [3] TLAPÁKOVÁ, Eva. *Geometrie hmotností lidského těla*. Dostupné z: www.ftvs.cuni.cz/elstudovna/index.php?page=abi. FTVS UK odd. biomechaniky.
- [4] MSC SOFTWARE. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: <http://www.mscsoftware.com/product/adams>
- [5] MSC SOFTWARE. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: http://www.mscsoftware.com/sites/default/files/inline-images/force_graphics_0.gif
- [6] MSC SOFTWARE. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: <http://www.mscsoftware.com/sites/default/files/inline-images/Picture4.jpg>
- [7] MSC SOFTWARE. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: <http://www.mscsoftware.com/sites/default/files/inline-images/ejection.jpg>
- [8] ANSYS. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: http://www.ansys.com/staticassets/ANSYS/General%20Articles%20-%20Products/FluidGroupingPage_pic2.png
- [9] ANSYS. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: <http://www.ansys.com/staticassets/ANSYS/staticassets/industry/construction/struc-build-design-3-large.jpg>
- [10] ANSYS. [online]. [cit. 2013-03-04]. Dostupné z: <http://www.ansys.com/staticassets/ANSYS/staticassets/product/ansys-cfx-3-bg.jpg>
- [11] PragTic Project. ING. JAN PAPUGA, PhD. [online]. [cit. 2013-04-08]. Dostupné z: <http://www.pragtic.com/vmat.php>
- [12] BC. THEISZ, Günther. *Pasivní kolenní motodlaha v traumatologii - kinematika a dynamika*. 2013. Diplomová práce. VŠB - TUO. Vedoucí práce doc. Ing. Karel FRYDRÝŠEK, Ph.D.



[13] Motodlaha Artromot K1 Klasik. *Proormedent* [online]. [cit. 2013-04-27].
Dostupné z: <http://www.ormedent.cz/m13-k1-klasik.html>



10 SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA 1 : Aproximace stehenní síly

PŘÍLOHA 2 : Applied Mechanics 2013

Günther THEISZ, Ivo VESELÝ, Karel FRYDRÝŠEK, Roman FOUSEK,
Václav SLÁDEČEK*, Leopold PLEVA

CONTINUOUS PASSIVE MOTION SPLINT APPLIED IN TRAUMATOLOGY
AND ORTOPAEDICS

15th International Scientific Conference Applied Mechanics 2013

15. - 18. Duben, 2013, Velké Karlovice, Česká Republika

ISBN 978 – 80 – 248 – 2978 - 4

PŘÍLOHA 3 : Sborník FS VŠB-TU Ostrava

Günther THEISZ, Ivo VESELÝ, Karel FRYDRÝŠEK, Roman FOUSEK,
Václav SLÁDEČEK*, Leopold PLEVA

KONTINUÁLNÍ PASSIVNÍ MOTODLAHA V TRAUMATOLOGII A ORTOPEDII

(CONTINUOUS PASSIVE MOTION SPLINT APPLIED IN TRAUMATOLOGY
AND ORTOPAEDICS)